

BAB II

DASAR TEORI

2.1 AUSKULTASI

Auskultasi merupakan teknik yang dikembangkan untuk menegakkan diagnosis dengan mendengarkan suara biologis yang dihasilkan oleh tubuh. Suara yang biasa didengarkan dengan teknik ini misalnya suara jantung dan suara paru. Teknik ini menggunakan stetoskop sebagai alat bantu. Masalah yang timbul dalam auskultasi adalah suara biologis biasanya menempati frekuensi yang cukup rendah sekira 20 – 400 Hz, amplitudo yang rendah, masalah kebisingan lingkungan, kepekaan telinga dan pola suara yang mirip antara jenis suara jantung yang satu dengan yang lain. Karena faktor-faktor tersebut di atas kesalahan diagnosis bisa terjadi apabila prosedur auskultasi tidak dilakukan dengan benar.

2.2 JANTUNG

2.2.1 Anatomi Jantung

Sistem kardiovaskuler adalah sistem transpor tubuh yang membawa gas-gas pernapasan, nutrisi, hormon-hormon dan zat-zat lain kedalam jaringan tubuh (CCL, 1999), sedang jantung merupakan sebuah organ yang terdiri dari otot yang mirip seperti otot serat lintang namun cara kerja menyerupai otot polos (diluar kemauan atau dipengaruhi oleh saraf otonom). bentuk menyerupai jantung pisang sebesar gengaman tangan

dengan berat 250 sampai 300 gram, dengan bagian atas (basis kordis) tumpul dan bagian bawah (apek) meruncing (Syaifudin, 1997). Terletak di rongga dada sebelah depan (cavum mediastinum anterior), sebelah kiri bawah dari pertengahan rongga dada diatas diafragma dan diatas pangkal jantung berada di belakang pangkal kiri antara kosta (tulang iga) ke lima dan ke enam dua jari dibawah papula (puting) mammae. Pada daerah ini terdapat etus kordis atau pukulan denyut jantung (Dixon, 1993).

Lapisan jantung terdiri atas endometrium (bagian dalam yang terdiri dari jaringan endotel melapisi permukaan jantung), miokardium (lapisan inti dari jantung), parikardium (lapisan sebelah luar yang merupakan selaput pembungkus). Didalam jantung terdapat satu mekanisme khusus yang menjaga gerakan irama jantung untuk terus berirama (Guyton and Hall, 1997).

Gerakan yang terjadi pada jantung disebabkan karena adanya rangsangan dari saraf otonom yang berasal dari simpul saraf di atrium dektra, selanjutnya rangsangan akan diteruskan ke dinding atrium dan septum kordis oleh nodus atrio ventrikular dan rangsangan akan berhenti kira-kira 1/10 detik pada bagian cincin yang terdapat pada atrium dan ventrikel (Syaifudin, 1997), pada serabut putinje pase berhenti (istirahat) normal jantung antara 80 sampai 85 milivolt (mv.) dan kecepatan penghantaran arus pada serabut otot atrium dan ventrikel antara 0,3 samapi dengan 0,5 meter per detik atau sekitar 1/250 pada kecepatan serabut saraf (Guyton, 1995). Adanya priede dalam kordis jantung menurut Syaifudin

(1997); Guyton (1995) dan Guyton and Hall (1997), dibagi menjadi tiga fase, yakni:

- a) Priode kontraksi (priode sistol), yakni suatu keadaan dimana jantung bagian ventrikel dalam keadaan menguncup, katup bikus dan trikuspidalis dalam keadaan tertutup, valpula semilunaris arteri pulmonaris akan terbuka sehingga darah dari ventrikel dekstra mengalir ke arteri pulmonaris selanjutnya akan masuk ke paru-paru kiri dan kanan sedang darah dari ventrikel sinistra mengalir ke aorta kemudian diadarkan ke seluruh tubuh.
- b) Priode dilatasi (priode diastole), yakni suatu keadaan dimana jantung mengembang, katup bikus dan trikuspidalis terbuka sehingga darah dari atrium sinistra masuk ventrikel sinistra dan darah dari atrium dektra masuk ke ventrikel dekstra, selanjutnya darah yang ada di paru-paru kiri dan kanan masuk ke atrium sinistra melalui vena pulmonalis dan darah dari seluruh tubuh masuk ke atrium dektra melalui vena kava.
- c) Priode istirahat, yakni waktu antara preode kontraksi dan dilatasi dimana jantung berhenti kira-kira 1/10 detik. Pada waktu kita istirahat, jantung akan menguncup sebanyak 70-80 kali per menit dan pada tiap kontraksi jantung memindahkan darah ke aorta

2.2.2 Sirkulasi Peredaran Darah

Pembuluh darah di jantung terbagi atas dua yakni pembuluh darah besar dan kecil, yaitu :

- a) Pembuluh darah besar yakni aorta (pembuluh darah arteri yang paling besar, keluar dari jantung bagian ventrikel sinistra melalui aorta ascendens lalu membelok ke belakang melalui radiks pulmonalis sinistra, turun sepanjang kolumna vertebralis menembus diafragma lalu turun ke bagian perut).
- b) Pembuluh darah kecil terdiri dari arteri pulmonalis (tempat keluarnya pembuluh darah dari ventrikel ke paru-paru, dektra dan sinistra serta kaya akan CO_2) dan vena pulmonalis (vena pendek membawa darah dari paru-paru masuk ke jantung bagian atrium sinistra kaya O_2).

Siklus pada jantung terdiri dari empat siklus pompa yang terpisah, dua primer yakni atrium-atrium dan dua pompa tenaga ventrikel-ventrikel (Guyton, 1995) sedang peredaran darah dibagi lagi menjadi dua, peredaran darah besar dan darah kecil (Syaifudin, 1997; Guyto, 1995 dan Guyton and Hall, 1997), yakni :

- (1) Peredaran darah besar dimulai dari darah di jantung bagian ventrikel sinistra menuju ke valpula semilunaris aorta dan masuk ke aorta menuju arteri, arteriole dan kapiler arteri selanjutnya ke kapiler vena masuk ke venulus, vena kaya dan berakhir di atrium

(2) Peredaran darah kecil dimulai dari jantung, ventrikel dektra masuk kedalam valvula semilunaris selanjutnya darah akan masuk ke paru-paru kiri dan kanan berakhir di vena pulmonalis.

2.2.3 Teori Suara Jantung

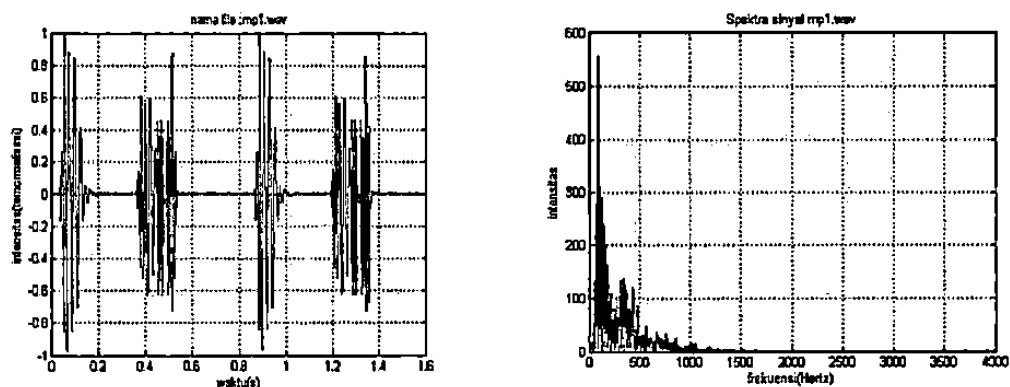
Suara jantung yang terdengar oleh pemeriksa dengan menggunakan stetoskop terjadi pada saat penutupan katup jantung (Rizal dkk, 2007). Kejadian ini dapat menimbulkan anggapan yang keliru bahwa suara jantung tersebut disebabkan oleh penutupan daun katup tersebut namun sebenarnya disebabkan oleh efek arus pusar (eddy) di dalam darah akibat penutupan katup jantung (Widodo, 2004).

Detak jantung menghasilkan dua suara yang berbeda yang dapat didengarkan pada stetoskop, yang sering dinyatakan dengan lub-dub. Suara lub disebabkan oleh penutupan katup triskupidalis dan mitral (atrioventrikular) yang memungkinkan aliran darah dari artri (serambi jantung) ke ventrikel (bilik jantung) dan mencegah aliran balik. Umumnya hal ini disebut suara jantung pertama (S1), yang terjadi hampir bersamaan dengan timbulnya kompleks QRS dari elektrokardiogram dan terjadi sebelum sistole (periode jantung berkontraksi). Suara dub disebut suara jantung kedua (S2) dan disebabkan oleh penutupan katup semilunar (aorta dan pulmonar) yang membebaskan darah ke sistem sirkulasi paru-paru dan sistemik. Katup ini tertutup pada akhir systole dan sebelum katup

atrioventrikular membuka kembali. Suara S2 ini terjadi hampir bersamaan dengan akhir gelombang T dari EKG (Rizal dkk, 2007).

Suara jantung ketiga (S3) sesuai dengan berhentinya pengisian atrioventrikular, sedangkan suara jantung keempat (S4) memiliki korelasi dengan kontraksi atrial suara S4 ini memiliki amplitude yang sangat rendah dan komponen frekuensi rendah (Widodo, 2004).

Jantung abnormal memperdengarkan suara tambahan yang disebut murmur. Murmur disebabkan oleh pembukaan katup yang tidak sempurna atau stenotik (yang memaksa darah melewati bukaan sempit), atau oleh regurgitasi yang disebabkan oleh penutupan katup yang tidak sempurna dan mengakibatkan aliran balik darah (Rizal dkk, 2007). Penyebab lain terjadinya murmur karena adanya kebocoran septum yang memisahkan jantung bagian kiri dan bagian kanan sehingga darah mengalir dari ventrikel kiri ke ventrikel kanan sehingga menyimpangkan sirkulasi sistemik. Gaambaran suara jantung normal dan abnormal dapt dilihat pada gambar berikut :



Gambar 2.1. Plot suara jantung normal (a) domain waktu (b) spektrum

2.3 STETOSKOP

Stetoskop merupakan alat bantu yang dapat digunakan dalam proses auskultasi. Saat ini stetoskop yang tersedia terdiri dari 2 jenis, yaitu stetoskop akustik dan stetoskop elektronik. Stetoskop akustik biasanya memiliki tiga bagian utama yaitu bagian *chestpiece*, bagian saluran tabung dan bagian headset. Sedangkan pada stetoskop elektronik bagian yang dimiliki hampir sama dengan stetoskop akustik. Perbedaannya adalah pada stetoskop elektronik, sinyal suara yang telah diterima diproses terlebih dahulu sebelum dikeluarkan. Bagian proses yang ditambahkan sebelum bagian headset ataupun bagian *jack*, berupa sensor suara penguat dan filter. Berdasarkan gambar dapat dilihat perbedaan antara stetoskop akustik dan stetoskop elektronik. Di dalam stetoskop elektronik biasanya juga terdapat pengaturan volume. Sehingga suara yang dianalisis dapat jelas terdengar.



Gambar 2.2 Jenis-Jenis Stetoskop (a) Stetoskop Akustik (b) Stetoskop Digital/Elektronik

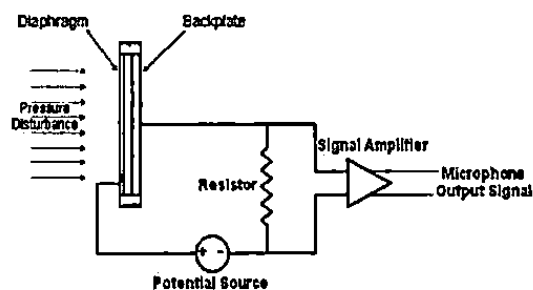
2.4 MIKROFON

Mikrofon merupakan salah satu dari jenis *transducer*. Di dalam penggunaannya terdapat banyak sekali jenis-jenis dari mikrofon

yaitu mikrofon *condenser*, mikrofon *dynamic*, mikrofon *piezoelectric* dan mikrofon *carbon*. Keempat mikrofon tersebut memiliki cara kerja yang berbeda-beda. Pada bahasan kali ini penjelasan lebih ditekankan pada mikrofon *condenser*.

2.4.1 Mikrofon *condenser*

Mikrofon *condenser* dibuat dengan menggunakan sepasang lempeng logam yang bergerak mendekat dan menjauh sesuai dengan respon getaran udara. Satu lempeng logam terhubung dengan *ground* dan lempeng logam terhubung dengan kapasitansi. Perubahan kapasitansi inilah yang menyebabkan perubahan dari tegangan yang dihasilkan. Mikrofon *condenser* yang sederhana masih membutuhkan rangkaian pencatu untuk mengaktifkan fungsi dari mikrofon. Sedangkan salah satu dari jenis mikrofon *condenser* yaitu mikrofon *condensor electret* sudah tidak membutuhkan pencatu lagi karena sudah terdapat baterai di dalamnya. Keunggulan dari mikrofon *condenser* adalah lebih sensitif dan responsif dibandingkan dengan mikrofon *dynamic*. Oleh sebab itu penggunaan mikrofon ini cocok dan dapat digunakan pada perancangan ini.



2.4.2 Pemilihan Mikrofon

Tiap-tiap jenis mikrofon memiliki keunggulan dan karakteristik tersendiri. Sehingga perlu diperhatikan penggunaan mikrofon yang disesuaikan dengan kebutuhan. Ada 4 hal yang harus diperhatikan dalam memilih mikrofon, yaitu:

a. Respon Frekuensi

Merupakan batas kemampuan dari mikrofon dalam menangkap frekuensi.

Contoh:

Respon Frekuensi: 100-10.000 Hz

b. Sensitivitas

Merupakan nilai perbandingan antara keluaran elektrik dengan intensitas sinyal input. Saat ini standar internasional menggunakan 2 cara dalam mengukur sensitivitas, yaitu dengan menggunakan

- 74 dBSPL (74 dB SPL = 0.1 Pascal = 1 microbar = 1 dyne/cm²)
- 94 dBSPL (94 dB SPL = 1 Pascal = 10 microbars = 10 dynes/cm²)

keluaran dari mikrofon dinyatakan dengan dB.

$$dB = 10 \log \left(\frac{P_1}{P_2} \right)^2 \quad (2.1)$$

P = Transfer Factor

Contoh:

Sensitivitas: -54 dB + 4 dB (0 dB = 1V/Pa @ 1 kHz)

c. Directivity

Merupakan kemampuan mikrofon dalam merespon suara dari berbagai arah. Ada beberapa tipe *directivity* yaitu *omnidirectional*, *unidirectional*, *cardioids* dan *bi-directional*.

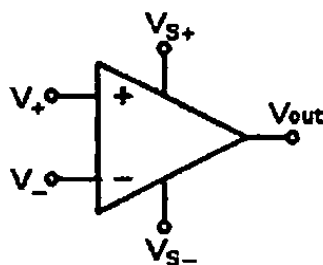
d. Impedansi

Merupakan jumlah element penghambat dalam sebuah komponen yang menggunakan arus AC. Mikrofon dinyatakan memiliki kualitas yang baik jika impedansinya rendah. Tingkat impedansi diukur dengan menggunakan ohm. Berikut tingkatan impedansi pada mikrofon:

1. Impedansi rendah. Kurang dari dari 600 Ω .
2. Impedensai sedang. Antara 600 Ω sampai dengan 10.000 Ω .
3. Impedansi tinggi. Lebih dari 10.000 Ω

2.5 PENGUAT OPERASIONAL

Penguat operasional atau yang biasa dikenal dengan sebutan *op-amp* adalah diferensial *amplifier* yang penguatannya sangat tinggi dengan impedansi masukan besar dan impedansi keluaran kecil. Penguat operasional memiliki dua masukan berupa masukan positif, dan masukan negatif, dan satu keluaran.



Gambar 2.4 Simbol rangkaian op-amp

Keterangan :

V_+ = *non-inverting input*

V_{S+} = Suplai tegangan positif

V_- = *inverting input*

V_{S-} = Suplai tegangan negative

V_{out} = *output*

2.5.1 Karakteristik Ideal Penguat Operasional

Penguat operasional ideal memiliki karakteristik berikut :

1. *Open loop gain* sangat besar atau tak hingga.
2. $V_{out} = 0$.
3. Impedansi *input* sangat besar atau tak hingga.
4. Impedansi *output* sangat kecil atau nol.
5. Bandwidth tak hingga.

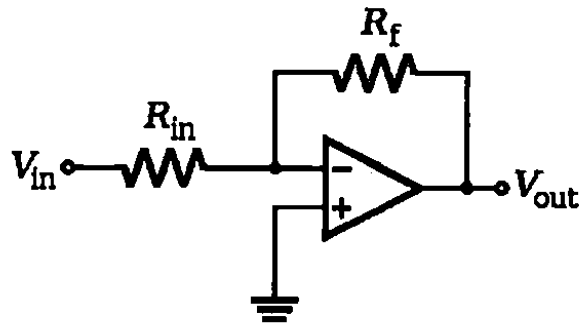
2.5.2 Rangkaian Praktis Penguat Operasional

Penguat operasional dapat dikaitkan dengan berbagai macam rangkaian yang menghasilkan karakteristik operasi yang berbeda. Di antaranya adalah :

a. Penguat Membalik

Rangkaian penguat dengan penguatan konstan paling umum dipakai adalah rangkaian penguat membalik. Keluaran penguat operasional didapat dari perkalian masukan dengan penguatan konstan berdasarkan

resistor *input* (R_{in}) dan resistor *feedback* (R_f). Selaian itu, keluaran penguat operasional akan berbeda fasa 180° terhadap masukannya.



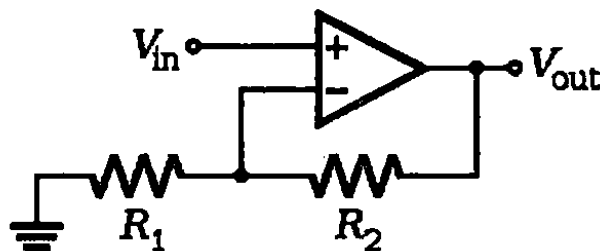
Gambar 2.5 Konfigurasi penguat membalik pada penguat operasional

Persamaan penguat membalik (*inverting amplifier*) pada penguat operasional adalah sebagai berikut :

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{R_f}{R_{in}} \quad (2.2)$$

b. Penguat Tak Membalik

Konfigurasi dasar rangkaian penguat tak membalik dapat ditunjukkan pada gambar di bawah ini :



Gambar 2.6 Konfigurasi penguat tak membalik pada penguat operasional

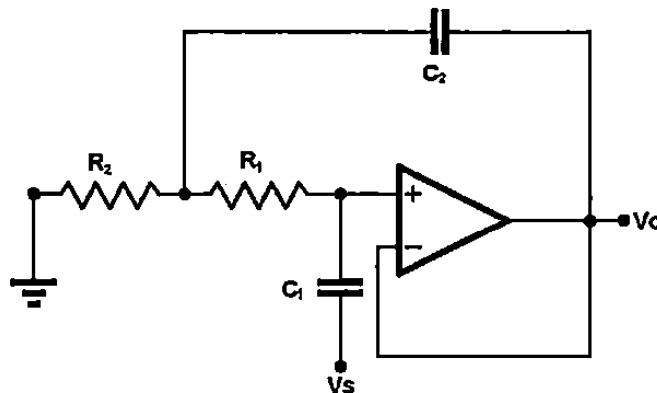
Persamaan penguat tak membalik (*non-inverting amplifier*) pada penguat operasional adalah sebagai berikut :

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.2)$$

Keluaran penguat operasional tak membalik akan memiliki fasa yang sama dengan masukannya.

c. Unity Follower

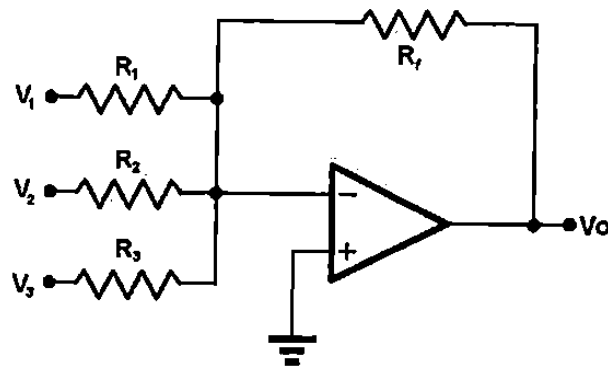
Rangkaian *unity follower* juga dikenal dengan rangkaian *buffer*. Rangkaian ini memiliki keluaran dengan penguatan mendekati 1 (satu) tanpa mengubah polaritas atau fasanya. Dengan begitu, tegangan pada keluaran akan sama dengan tegangan pada masukan.



Gambar 2.7 Konfigurasi *unity follower* pada penguat operasional

d. Penjumlah Penguat

Rangkaian penjumlah penguat atau rangkaian *adder* memiliki rangkaian berdasarkan pada rangkaian penguat membalik. Biasanya rangkaian penjumlah memiliki tiga masukan dan satu keluaran. Keluaran rangkaian ini merupakan penjumlahan dari penguatan masing-masing



Gambar 2.8 Konfigurasi penjumlah penguat pada penguat operasional

Persamaan penguat penjumlah pada penguat operasional adalah sebagai berikut :

$$V_o = -R_f \left(\frac{1}{R_1} V_1 + \frac{1}{R_2} V_2 + \frac{1}{R_3} V_3 \right) \quad (2.2)$$

2.6 Filter IIR

2.6.1 Bentuk Dasar Filter IIR

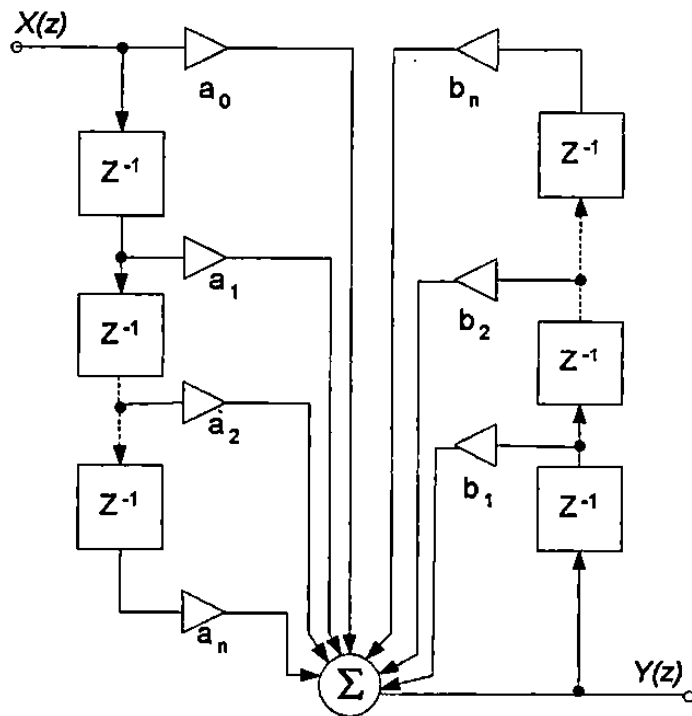
Bentuk generik fungsi transfer dari filter IIR dinyatakan sebagai perbandingan dari dua polinomial:

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^n a_i z^{-i}}{1 - \sum_{i=1}^n b_i z^{-i}} = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_n z^{-n}}{1 - b_1 z^{-1} - b_2 z^{-2} - \dots - b_n z^{-n}} = \frac{Y(z)}{X(z)} \quad (2.3)$$

Bentuk di atas dapat ditulis sebagai berikut:

$$Y(z) = b_1 Y(z) z^{-1} + \dots + b_n Y(z) z^{-n} + a_0 X(z) + a_1 X(z) z^{-1} + \dots + a_n X(z) z^{-n} \quad (2.4)$$

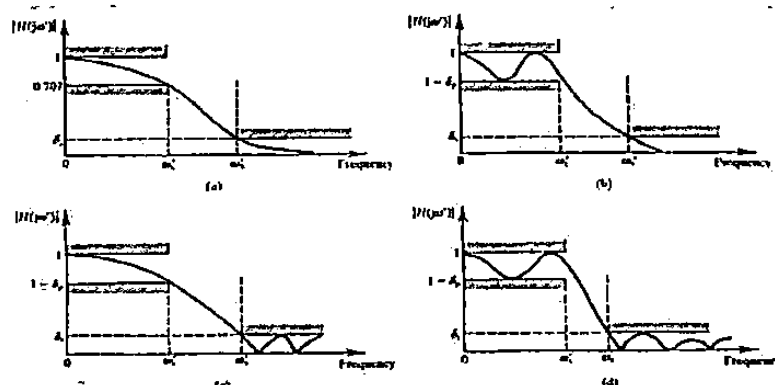
Bentuk $Y(z)$ yang ada di ruas kiri menyatakan umpan balik yang



Gambar 2.9 Konstruksi filter IIR

Filter analog yang digunakan sebagai *counterpart* filter IIR adalah :

- Filter Butterworth
- Filter Chebyshev
- Filter Ellyptic



Gambar 2.10. Respons Frekuensi Filter

(a) Butterworth (b) Chebyshev tipe-I (c) Chebyshev tipe-II (d) Elliptic

2.6.2 Filter Butterworth

Filter yang akan dirancang biasanya adalah filter yang sudah dinormalisasi.

Contoh : LPF dengan Frekuensi *Cut Off* $f_{co} = 1$ rad/det

Filter frekuensi kendali (normalisasi).

Respons Magnitude Squared :

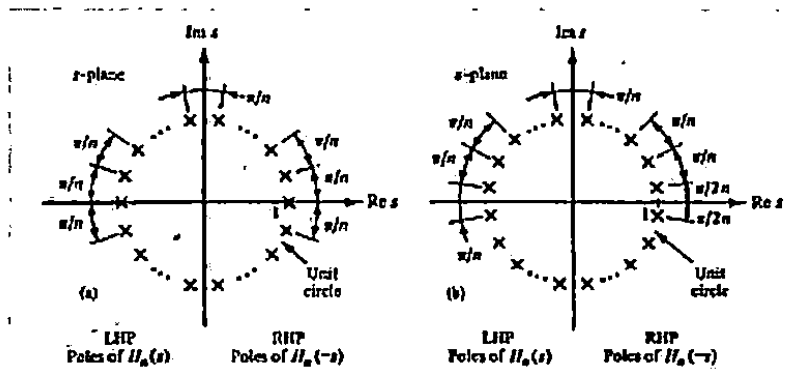
$$|H(\Omega)|^2 = 1/[1+(\Omega^2)^n] \quad (2.5)$$

Dengan $\Omega =$ frekuensi cut off (1 rad/s)

$n =$ derajat filter

$$H(s).H(-s) = 1/[1+(-s^2)^n] \quad (2.6)$$

Tempat kedudukan pole-polenya adalah pada lingkaran satuan, seperti ditunjukkan pada gambar 2.11.



Gambar 2.11 Tempat kedudukan pole-pole filter Butterworth

(a). n ganjil (b). n genap

Fungsi transfer Filter Butterworth dapat dituliskan sebagai berikut :

$$H(s) = k_0 / [\prod_{k=1}^n (s-s_k)] \quad (2.7)$$

dimana s_k adalah pole-pole filter Butterworth

$$s_k = \exp [i\pi(0.5 + (2k-1)/2n)] \text{ dengan } k = 1, 2, \dots, n \quad (2.8)$$

Pole pada persamaan (2.11) dapat dipastikan terletak di sebelah kiri sumbu imajiner. Sehingga pole yang didapat dari persamaan (2.11) langsung disubstitusikan dalam persamaan (2.11). Sedangkan konstanta k_0 dicari dengan memasukkan $s = 0$, didapat hubungan $H(0) = 1$, sehingga didapat $k_0 = 1$.

Persamaan (2.7) dapat dinyatakan pula sebagai berikut :

$$H(s) = \frac{1}{\prod_{\text{LHP Poles}} (s-s_k)} = 1/B_n(s) \quad (2.9)$$

Dengan $B_n(s)$ adalah polinomial Butterworth. Pole-pole s_k dicari dari hubungan sebagai berikut :

Untuk n ganjil : $1 \angle \frac{k\pi}{n}$; $k = 0, 1, 2, \dots, 2n-1$.

Untuk n genap : $1 \angle \frac{\pi}{2n} + \frac{k\pi}{n}$; $k = 0, 1, 2, \dots, 2n-1$. (2.10)

Pole-pole yang didapat dari persamaan (2. 10) adalah pole-pole yang terletak disebelah kiri sumbu imajiner (yang diperlukan/berguna) dan konjugate-konjugate nya yang terletak di sebelah kanan sumbu imajiner (yang tidak diperlukan). Dari pole-pole yang didapat dari persamaan (2.10), diambil pole yang terletak di sebelah kiri sumbu imajiner saja (agar stabil) untuk disubstitusikan ke dalam persamaan (2.9). Polinomial Butterworth ditunjukkan pada tabel 2.1 berikut ini

Tabel 2.1 Polinomial Butterworth

| Order n. | Butterworth polynomial $B_n(s)$ |
|----------|---|
| 1 | $s + 1$ |
| 2 | $s^2 + \sqrt{2}s + 1$ |
| 3 | $(s^2 + s + 1)(s + 1)$ |
| 4 | $(s^2 + 0.76536s + 1)(s^2 + 1.84776s + 1)$ |
| 5 | $(s + 1)(s^2 + 0.6180s + 1)(s^2 + 1.6180s + 1)$ |

Normalized low-pass Butterworth filters

$$H_n(s) = \frac{1}{B_n(s)}$$

Tabel 2.2. Polinomial Butterworth (lanjutan)

| Standard form | | | | | | | | | |
|--|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|-----------|-----|
| $B_n(s) = a_n s^n + a_{n-1} s^{n-1} + \dots + a_1 s + a_0$ | | | | | | | | | |
| a_n | a_{n-1} | a_{n-2} | a_{n-3} | a_{n-4} | a_{n-5} | a_{n-6} | a_{n-7} | a_{n-8} | n |
| | | | | | | 1 | 1 | 1 | 1 |
| | | | | | 1 | 2 | $\sqrt{2}$ | 1 | 2 |
| | | | | 1 | 2.613 | 3.414 | 2.613 | 1 | 3 |
| | | 1 | 3.236 | 5.236 | 5.236 | 3.236 | 1 | 1 | 4 |
| | 1 | 3.864 | 7.464 | 9.141 | 7.464 | 3.864 | 1 | 1 | 5 |
| | 1 | 4.494 | 10.103 | 14.606 | 14.606 | 10.103 | 4.494 | 1 | 6 |
| 1 | 5.126 | 13.138 | 21.848 | 25.691 | 21.848 | 13.138 | 5.126 | 1 | 7 |
| | | | | | | | | | 8 |

| Factored form | |
|--|-----|
| $B_n(s)$ | n |
| $s + 1$ | 1 |
| $s^2 + \sqrt{2}s + 1$ | 2 |
| $(s^2 + s + 1)(s + 1)$ | 3 |
| $(s^2 + 0.76536s + 1)(s^2 + 1.84776s + 1)$ | 4 |
| $(s + 1)(s^2 + 0.6180s + 1)(s^2 + 1.6180s + 1)$ | 5 |
| $(s^2 + 0.5176s + 1)(s^2 + \sqrt{2}s + 1)(s^2 + 1.9318s + 1)$ | 6 |
| $(s + 1)(s^2 + 0.4450s + 1)(s^2 + 1.2456s + 1)(s^2 + 1.8022s + 1)$ | 7 |
| $(s^2 + 0.3986s + 1)(s^2 + 1.1810s + 1)(s^2 + 1.6630s + 1)(s^2 + 1.9822s + 1)$ | 8 |

| Butterworth filter | |
|---|-----|
| $H_n(s) = \frac{1}{a_n s^n + a_{n-1} s^{n-1} + \dots + a_1 s + 1} = \frac{1}{B_n(s)}$ | n |

Source: Kuo, Franklin F. *Network Analysis and Synthesis*, Wiley, New York, 1966, p. 372. Reprinted with permission.

Sifat Filter Butterworth :

- Hanya mempunyai pole
- Pada $\Omega = 1 \rightarrow H(\Omega) = 1/\sqrt{2}$
- Derajat filter n menentukan karakteristik filter

Bila redaman pada $\Omega_c > 1$ (yaitu di daerah *stopband*) sebesar A db,

maka dari hubungan :

$$|H(\Omega)|^2 = 1/(1+(\Omega^2)^{2n}) \text{ terlihat bahwa } H(\Omega_c) = 1/\Delta \quad (2.11)$$

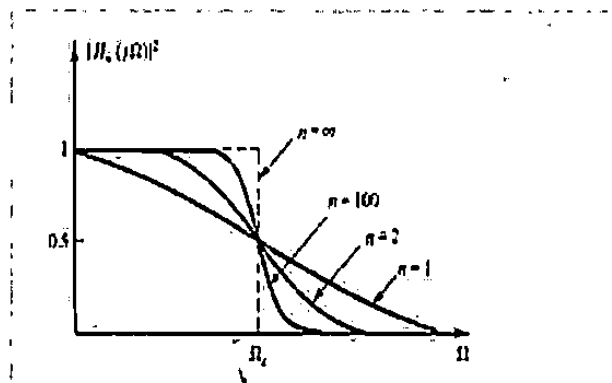
Sehingga didapat persamaan :

$$|(1/A)^2| = 1/[1 + \Omega_c^{2n}] \quad (2.12)$$

Dari persamaan tersebut, derajat (orde) filter n dapat dicari :

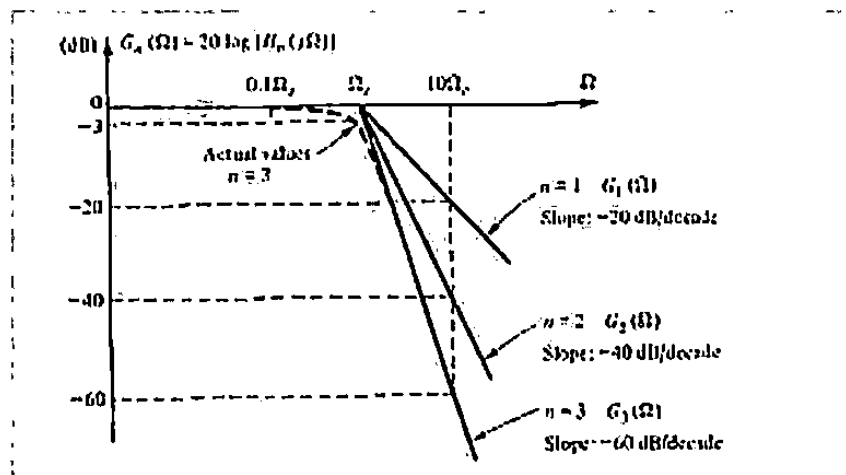
$$n = \log (A^2 - 1)/(2 \log \Omega_c) \quad (2.13)$$

Semakin tinggi orde filter (n) maka semakin curam respons frekuensi dan kuadrat respons frekuensinya.



Gambar 2.12 Kuadrat respons frekuensi untuk berbagai orde filter

Penguatan Filter Butterworth untuk berbagai orde ditunjukkan pada gambar 2.13.



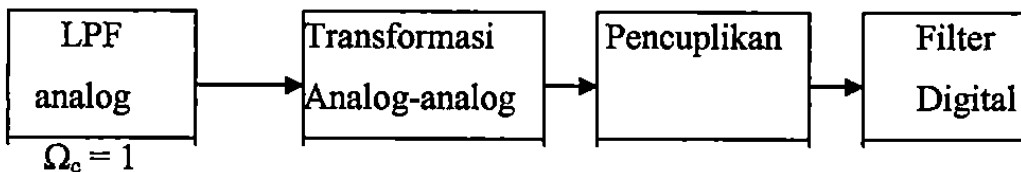
Gambar 2.13 Gain Filter Butterworth untuk berbagai orde n

2.6.3 Perencanaan LPF, HPF, BPF dan BSF dengan Transformasi Frekuensi

Frekuensi

Didalam merencanakan filter digital IIR, maka ada dua metode transformasi frekuensi sebagai berikut :

a. Dengan Transformasi Analog-Analog



Gambar 2.14 Perencanaan Filter Digital dengan Transformasi

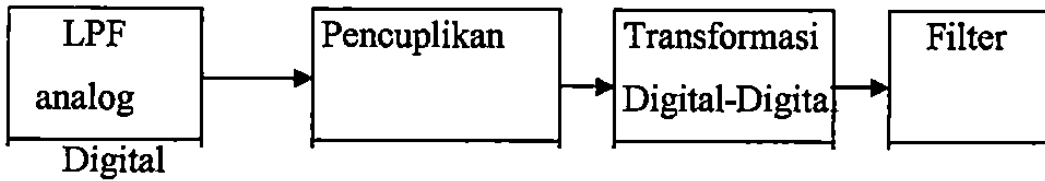
Analog-Analog

Transformasi analog-analog ditunjukkan pada tabel 2.6. di bawah ini.

Tabel. 2.3 .Transformasi Analog-Analog

| Prototype response | Transformed filter response | Design equations |
|-----------------------------------|--|---|
| <p>Low-pass $G(S)$</p> | <p>Low-pass $H(\Omega)$</p> | Forward: $\Omega_c' = \Omega_c \Omega_c$ Backward: $\Omega_c = \Omega_c' / \Omega_c$ |
| <p>Low-pass $G(S)$</p> | <p>High-pass $H(S)$</p> | Forward: $\Omega_c' = \Omega_c / \Omega_c$ Backward: $\Omega_c = \Omega_c' / \Omega_c$ |
| <p>Low-pass $G(S)$</p> | <p>Bandpass $H(S)$</p> | Forward: $\Omega_c = (\Omega_c - \Omega_c) / 2$ $\Omega_1 = (\Omega_c^2 \Omega_c'^2 + \Omega_c \Omega_c')^{1/2} - \Omega_c \Omega_c'$ $\Omega_2 = (\Omega_c^2 \Omega_c'^2 + \Omega_c \Omega_c')^{1/2} + \Omega_c \Omega_c'$ Backward: $\Omega_c' = \min\{ A , B \}$ $A = (-\Omega_c^2 + \Omega_c \Omega_c') / (\Omega_c (\Omega_c - \Omega_c))$ $B = (+\Omega_c^2 - \Omega_c \Omega_c') / (\Omega_c (\Omega_c - \Omega_c))$ |
| <p>Low-pass $G(S)$</p> | <p>Bandstop $H(S)$</p> | Forward: $\Omega_c = (\Omega_c - \Omega_c) / 2$ $\Omega_1 = [(\Omega_c / \Omega_c')^2 + \Omega_c \Omega_c']^{1/2} - \Omega_c / \Omega_c'$ $\Omega_2 = [(\Omega_c / \Omega_c')^2 + \Omega_c \Omega_c']^{1/2} + \Omega_c / \Omega_c'$ Backward: $\Omega_c' = \min\{ A , B \}$ $A = \Omega_c (\Omega_c - \Omega_c) / (-\Omega_c^2 + \Omega_c \Omega_c')$ $B = \Omega_c (\Omega_c - \Omega_c) / (-\Omega_c^2 + \Omega_c \Omega_c')$ |

b. Dengan Transformasi Digital-Digital



$$\Omega_c = 1$$

Gambar 2.15 Perencanaan Filter Digital dengan Transformasi Digital-Digital

Tabel 2.4 Transformasi Digital-Digital

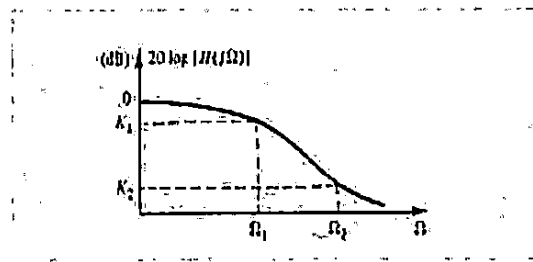
| Type | | Transformation | Design formulas |
|------|----|--|--|
| From | To | | |
| | | $z^{-1} \rightarrow \frac{z^{-1} - \alpha}{1 - \alpha z^{-1}}$ | $\alpha = \frac{\sin[(\omega_p - \omega_s)/2]}{\sin[(\omega_p + \omega_s)/2]}$ |
| | | $z^{-1} \rightarrow -\frac{z^{-1} + \alpha}{1 + \alpha z^{-1}}$ | $\alpha = -\frac{\cos[(\omega_p + \omega_s)/2]}{\cos[(\omega_p - \omega_s)/2]}$ |
| | | $z^{-1} \rightarrow \frac{z^{-1} - \frac{2\alpha k}{k+1} z^{-1} + \frac{k-1}{k+1}}{\frac{k-1}{k+1} z^{-1} - \frac{2\alpha k}{k+1} z^{-1} + 1}$ | $\alpha = \frac{\cos[(\omega_1 + \omega_2)/2]}{\cos[(\omega_2 - \omega_1)/2]}$ $k = \cot[(\omega_2 - \omega_1)/2] \tan(\theta_p/2)$ |
| | | $z^{-1} \rightarrow \frac{z^{-1} - \frac{2\alpha}{1+k} z^{-1} + \frac{1-k}{1+k}}{\frac{1-k}{1+k} z^{-1} - \frac{2\alpha}{1+k} z^{-1} + 1}$ | $\alpha = \frac{\cos[(\omega_1 + \omega_2)/2]}{\cos[(\omega_1 - \omega_2)/2]}$ $k = \tan[(\omega_2 - \omega_1)/2] \tan(\theta_p/2)$ |

2.6.4 Perencanaan LPF Butterworth

Bila Ω_1 dan Ω_2 masing-masing adalah frekuensi *passband* dan frekuensi *stopband* serta K_1 dan K_2 masing-masing gain pada frekuensi Ω_1 dan Ω_2 maka :

$$\begin{aligned}
 0 \leq 20 \log |H(j\Omega)| &\leq K_1 & \text{for all } \Omega \leq \Omega_1 \\
 20 \log |H(j\Omega)| &\leq K_2 & \text{for all } \Omega \geq \Omega_2
 \end{aligned}
 \tag{2.14}$$

Ilustrasi Gain dalam dB pada L DF ditunjukkan dalam gambar 2.17



Gambar 2.16 Gain (dalam dB) dari LPF

Dari gambar 2.16 dan dikaitkan dengan respons *magnitude square*, maka didapat hubungan gain pada *passband* dan gain pada *stopband* sebagai berikut :

$$\begin{aligned} 10 \log \left[\frac{1}{1 + (\Omega_1/\Omega_c)^{2n}} \right] &= K_1 \\ 10 \log \left[\frac{1}{1 + (\Omega_2/\Omega_c)^{2n}} \right] &= K_2 \end{aligned} \quad (2.15)$$

Dari persamaan (2.15) tersebut didapatkan persamaan :

$$\left(\frac{\Omega_1}{\Omega_c} \right)^{2n} = 10^{-K_1/10} - 1, \quad \left(\frac{\Omega_2}{\Omega_c} \right)^{2n} = 10^{-K_2/10} - 1 \quad (2.16)$$

dan

$$\left(\frac{\Omega_1}{\Omega_2} \right)^{2n} = \frac{10^{-K_1/10} - 1}{10^{-K_2/10} - 1} \quad (2.17)$$

Sehingga derajat (orde) filter n dapat dihitung dengan persamaan :

$$n = \frac{\log_{10} [(10^{-K_1/10} - 1)/(10^{-K_2/10} - 1)]}{2 \log_{10} (\Omega_1/\Omega_2)} \quad (2.18)$$

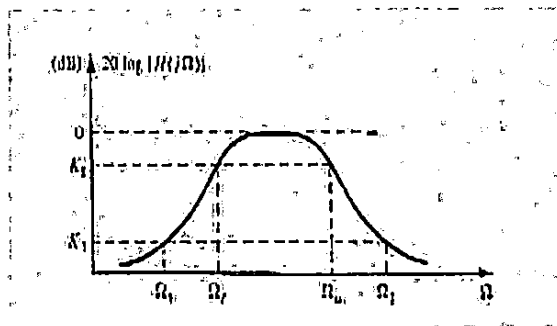
$$\Omega_c = \Omega_1 / (10^{-K_1/10} - 1)^{1/2n} \quad (2.19)$$

$$\Omega_p = \Omega_c / ((10^{-K_p/20} - 1))^{1/2n}$$

(2.20)

2.6.5 Perencanaan BPF Butterworth

Dalam merencanakan BPF Butterworth, diterapkan transformasi ke LPF Butterworth normalisasi, seperti ditunjukkan pada gambar 2.18



Gambar 2.17. Tipikal BPF untuk ditransformasi ke LPF

$$\begin{aligned} 20 \log |H(j\Omega)| &\leq K_2, & \Omega &\leq \Omega_p \\ 0 \leq 20 \log |H(j\Omega)| &\leq K_1, & \Omega_p &\leq \Omega \leq \Omega_s \\ 20 \log |H(j\Omega)| &\leq K_2, & \Omega &\geq \Omega_t \end{aligned}$$

(2.21)

Dari tabel 2.4 Didapatkan Fungsi Transfer BPF sebagai berikut :

$$H_{BPF}(s) = H_{LP}(s) \Big|_{s^2 \rightarrow (\Omega_c/s)(\Omega_c - \Omega_c)}$$

(2.22)

dan

$$j\Omega_c = [(j\Omega_c)^2 + \Omega_c \Omega_c] / [j\Omega_c(\Omega_c - \Omega_c)]$$

(2.23)

Maka didapatkan hubungan :

$$\begin{aligned} \Omega_r &= (\Omega_1^2 - \Omega_c \Omega_s) / (\Omega_1(\Omega_c - \Omega_s)) \\ \Omega_s &= (\Omega_2^2 - \Omega_c \Omega_1) / (\Omega_2(\Omega_c - \Omega_1)) \end{aligned} \quad (2.24)$$

Ω_c diambil yang lebih kecil dari harga mutlak A atau harga mutlak B, dimana A dan B adalah kecuraman daerah transisi dari BPF.

$$\begin{aligned} \Omega_c &= \min\{|A|, |B|\} \\ A &= (-\Omega_1^2 + \Omega_c \Omega_s) / (\Omega_1(\Omega_c - \Omega_s)) \\ B &= (\Omega_2^2 - \Omega_c \Omega_1) / (\Omega_2(\Omega_c - \Omega_1)) \end{aligned} \quad (2.25)$$

2.6.6 Filter Chebyshev Tipe I dan II

Tipe I : Hanya mempunyai pole

Response Magnitude Squared :

$$|H_c(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 T_n^2(\Omega)} \quad (2.26)$$

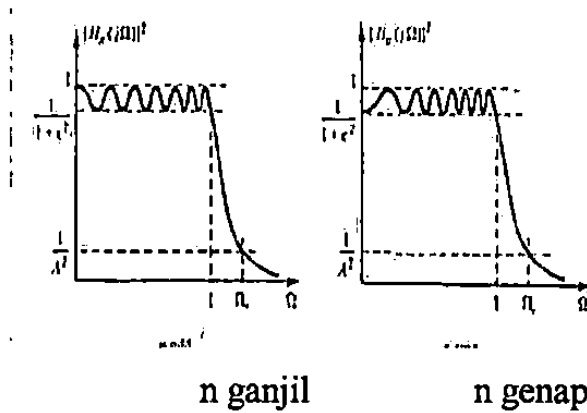
Dimana $T_n(\Omega)$ = polinomial Chebyshev derajat n

$$\begin{aligned} \bullet \quad T_n(\Omega) &= \cos(n \cos^{-1} \Omega) & |\Omega| \leq 1 \\ &= \cosh(n \cosh^{-1} \Omega) & |\Omega| > 1 \end{aligned} \quad (2.27)$$

ϵ = parameter ripple di passband

$$\bullet \quad \Omega = 1 \text{ maka } |H(1)| = 1/(1 + \epsilon^2)$$

$$\Omega = \Omega_r \text{ maka } |H(\Omega_r)| = 1/A^2$$



Gambar 2.18. Kuadrat Respon Magnitude dari Filter Chebyshev type I untuk orde n ganjil dan n genap

Pada $\Omega = 1 \rightarrow |H(1)^2| = 1/(1 + \epsilon^2)$

$$\Omega = \Omega_r \rightarrow |H(\Omega_r)^2| = 1/A^2 \quad (2.28)$$

Polinomial Chebyshev :

$$T_0(\Omega) = 1$$

$$T_1(\Omega) = \Omega$$

$$T_2(\Omega) = 2\Omega^2 - 1$$

$$T_3(\Omega) = 4\Omega^3 - 3\Omega$$

$$T_4(\Omega) = 8\Omega^4 - 8\Omega^2 + 1$$

$$T_5(\Omega) = 16\Omega^5 - 20\Omega^3 + 5\Omega$$

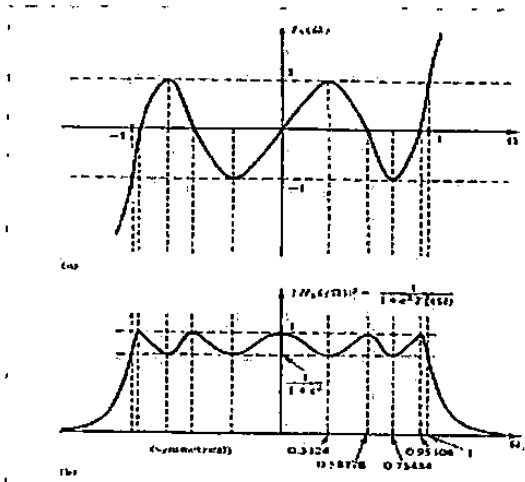
$$T_6(\Omega) = 32\Omega^6 - 48\Omega^4 + 18\Omega^2 - 1$$

$$T_{n+1}(\Omega) = 2\Omega T_n(\Omega) - T_{n-1}(\Omega) \quad (2.29)$$

$$T_n^2(\Omega) = 0,5 [T_{2n}(\Omega) + 1] \quad (2.30)$$

Gambar 2.18 merupakan plot dari polinomial $T_n(\Omega)$ dan plot kuadrat

Gambar 2.19 (a). plot dari polinomial Chebyshev orde 5 yaitu $T_5(\Omega)$



(b). plot kuadrat respons magnitudenya $|H_5(j\Omega)|^2$

Pada daerah *passband* dari kuadrat respons magnitudo berosilasi antara nilai 1 dan $1/(1 + \epsilon^2)$, yang disebut sebagai *equiripple*. Pada $\Omega = 1$ (=frekuensi *Cut-off*), *passband* mempunyai harga sebesar $(1 + \epsilon^2)$. Sedangkan untuk $\Omega = 0$, untuk n ganjil, *passband* berharga =1, sedangkan untuk n genap, *passband* berharga = $(1 + \epsilon^2)$.

Pole-pole dari $H_n(s)$. $H_n(-s)$ didapat dengan menentukan akar-akar dari persamaan :

$$1 + \epsilon^2 T_n^2(s/j) = 0 \quad (2.31)$$

Tempat kedudukan pole-pole Filter Chebyshev adalah sebagai berikut :

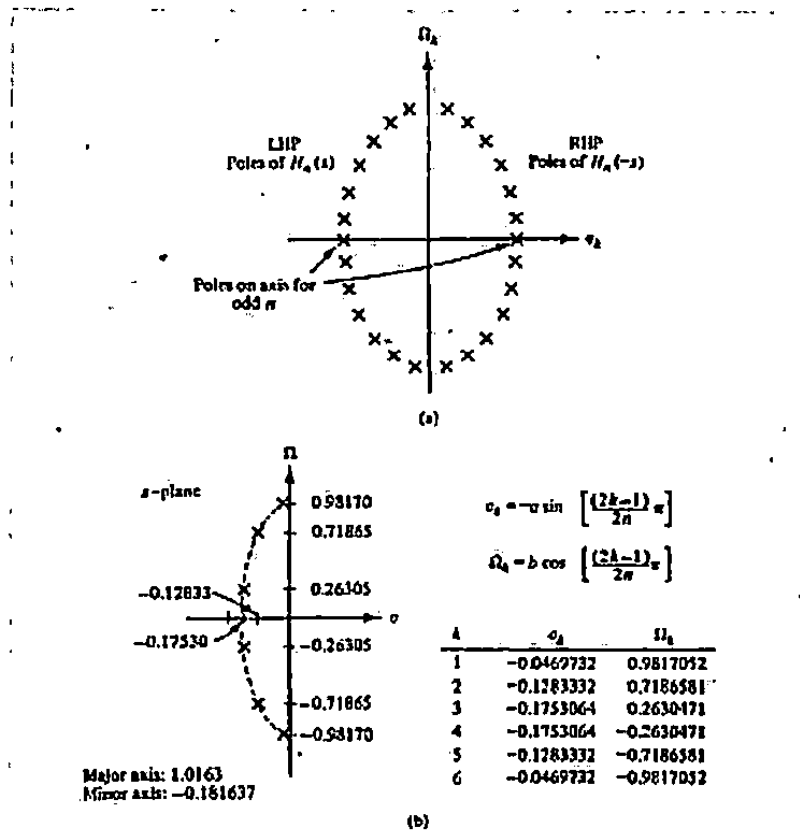
Bila $s_k = \sigma_k + j \Omega_k$ dengan $k = 1, 2, \dots, n$, maka :

$$2' : 1 \Omega_k + \Omega_k^2 + \dots + 1 \quad (2.32)$$

Dimana :

$$\begin{aligned} \sigma_k &= -\sinh Q \sin[(2k-1)\pi/2n] ; \quad \Omega_k = \cosh Q \cos [(2k-1)\pi/2n] \\ \sinh Q &= (\gamma - \gamma^{-1})/2; \quad \cosh Q = (\gamma + \gamma^{-1})/2 \\ \gamma &= [(1 + \sqrt{1 + \epsilon^2})/\epsilon]^{1/n} \end{aligned} \quad (2.33)$$

Tempat kedudukan pole-pole filter Chebyshev merupakan ellip



Gambar 2.20 (a). Tempat kedudukan pole-pole (b). Dari $H(s)$ untuk

$n=6, \epsilon = 0,7647831$

Sifat-sifat Filter Chebyshev :

- Tempat kedudukan pole-pole nya didalam ellip
- *Passband* tidak rata (tipe-I)
- Daerah Transisi curam
- Fasanya terpengaruh *ripple* juga

Sifat filter Chebyshev ditentukan oleh :

- Derajat filter (n)
- Faktor *ripple* (ϵ)
- Frekuensi daerah *stopband* (Ω_r)
- Redaman pada *stopband* (A)

Bila Faktor *ripple*, Redaman *stopband* dan frekuensi *stopband* diketahui, maka orde (derajat) filter dapat dicari dengan hubungan :

$$n = \log(g + \sqrt{g^2 - 1}) / [\log(\Omega_r + \sqrt{\Omega_r^2 - 1})] \quad (2.34)$$

$$\text{Dimana } g = \sqrt{[A^2 - 1]/\epsilon^2} \quad (2.35)$$

Pole-pole Filter Chebyshev dapat juga ditentukan dengan menggunakan persamaan sebagai berikut :

$$1 + \epsilon^2 T_n^2(s/j) = 0 \quad (2.47)$$

$$\frac{\sigma_k^2}{a^2} + \frac{\Omega_k^2}{b^2} = 1 \quad (2.36)$$

$$\begin{aligned} a &= \frac{1}{2} \left\{ \left(1 + (1 + \epsilon^2)^{1/2} / \epsilon \right)^{1/n} - \left(1 + (1 + \epsilon^2)^{1/2} / \epsilon \right)^{-1/n} \right\} \\ b &= \frac{1}{2} \left\{ \left(1 + (1 + \epsilon^2)^{1/2} / \epsilon \right)^{1/n} + \left(1 + (1 + \epsilon^2)^{1/2} / \epsilon \right)^{-1/n} \right\} \\ \sigma_k &= -a \sin[(2k - 1)\pi/2n] \\ \Omega_k &= b \cos[(2k - 1)\pi/2n] \quad k = 1, 2, \dots, 2n \end{aligned}$$

(2.37)

Fungsi transfer Filter Chebyshev :

Dengan hanya menggunakan pole-pole yang terletak di sebelah kiri

sumbu imajiner, maka Fungsi transfer filter dapat dituliskan :

$$H_n(s) = \frac{K}{\prod_{\text{LHP poles}} (s - s_k)} = \frac{K}{V_n(s)} \quad (2.38)$$

Dimana K adalah konstanta sedemikian sehingga harga $H(0) = 1$ untuk n ganjil dan $H(0) = 1/(1 + \epsilon^2)^{1/2}$ untuk n genap.

Sedangkan $V_n(s)$ adalah polinomial dalam s sebagai berikut :

$$V_n(s) = s_n + b_{n-1} s^{n-1} + \dots + b_1 s + b_0 \quad (2.39)$$

Sehingga Konstanta K dapat dengan mudah ditentukan sebagai berikut :

$$\begin{aligned} K &= V_n(0) = b_0, & n \text{ odd} \\ K &= V_n(0)/(1 + \epsilon^2)^{1/2}, & n \text{ even} \end{aligned} \quad (2.40)$$

$$\begin{aligned} n &= \left\lceil \frac{\log_{10} [g + (g^2 - 1)^{1/2}]}{\log_{10} [\Omega_r + (\Omega_r^2 - 1)^{1/2}]} \right\rceil \\ A &= 1/|H_n(j\Omega_r)| \\ g &= [(A^2 - 1)/\epsilon^2]^{1/n} \end{aligned} \quad (2.41)$$

Langkah-langkah Perencanaan Tipe-I

- Data-data
 - ϵ
 - Ω_r
 - A
- Hitung Pole dan Zero untuk mendapatkan $H(s)$
- $H(s)$ rangkaian L/C (analog) dengan cara sintesa
- Untuk filter digital : $H(s)$ dengan pendekatan didapat $H(z)$, dengan transformasi Bilinear Perencanaan (seperti pada Filter

- Band Pass Filter
- High Pass Filter
- Band Stop Filter

Dengan menggunakan filter prototipe nya adalah LPF

Dengan Transformasi Frekuensi :

- 1). LPF analog Transf. Frekuensi Pencuplikan Filter Digital
- 2). LPF analog Pencuplikan Tranf. Frekuensi Filter Digital

Frekuensi prototipe :

Perencanaan HPF, BPF dan BSF dilakukan dengan mengacu pada LPF sebagai prototipenya, sehingga konversi parameter frekuensi dapat ditunjukkan pada tabel 2.8

Tabel 2.8 Konversi frekuensi dalam Perencanaan LPF, HPF, BPF dan BSF

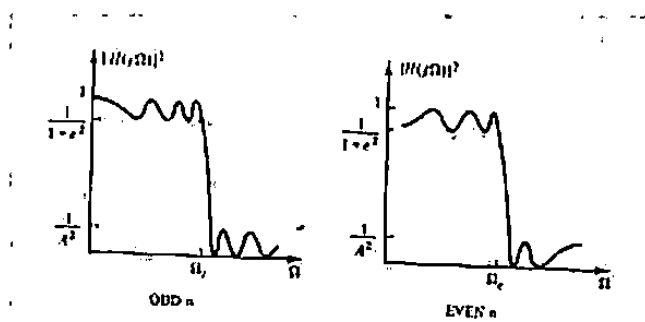
| | | | | | |
|-----|-----|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| LPF | | 0 | ω_c | - ω_c | $\omega_s/2$ |
| | LPF | 0 | - ω_u | ω_u | $\omega_s/2$ |
| | HPF | $\omega_s/2$ | ω_u | - ω_u | 0 |
| | BPF | + - ω_0 | + - ω_L | + - ω_u | 0 & $\omega_s/2$ |
| | BSF | 0 & $\omega_s/2$ | + - ω_u | + - ω_L | + - ω_0 |

2.6.7 Filter Elliptic

Respons Magnitude Squared untuk filter Elliptic dapat dituliskan sebagai :

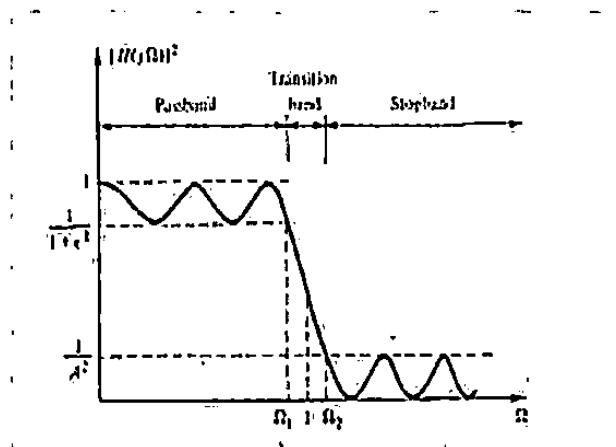
$$|H_N(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \epsilon^2 R_N^2(\Omega)} \quad (2.42)$$

Dimana $R_N(\Omega)$ adalah fungsi rasional Chebyshev sebagai fungsi Ω yang ditentukan dari karakteristik *ripple*. Berikut adalah *Respons Magnitude Squared* untuk LPF Elliptic dari n ganjil dan n genap.



Gambar 2.21. Kuadrat Respons Magnitude untuk LPF Elliptik

Sedangkan *Respons Magnitude Squared* untuk LPF Elliptic yang ternormalisasi adalah sebagai berikut



Gambar 2.22. Kuadrat Respons magnitude Ternormalisasi

$$(\Omega_1 \Omega_2)^{1/2} = 1 \quad (2.43)$$

$$\Omega_r = \Omega_2 / \Omega_1 \quad (2.44)$$

Fungsi Transfer Filter Elliptic

Fungsi Transfer Filter Elliptic dapat dituliskan sebagai berikut :

$$H_n(s) = \frac{H_0}{(s + s_0)} \prod_{i=1}^{(n-1)/2} \frac{s^2 + A_{0i}}{s^2 + B_{1i}s + B_{0i}} \quad \text{odd } n \quad (2.45)$$

$$H_n(s) = H_0 \prod_{i=1}^{n/2} \frac{s^2 + A_{0i}}{s^2 + B_{1i}s + B_{0i}} \quad \text{even } n \quad (2.46)$$

Parameter-parameter filter Elliptic :

- ϵ
- A
- Ω_r
- G_1 dan G_2

Dengan hubungan sebagai berikut :

$$\begin{aligned} G_1 &= 20 \log [1/(1 + \epsilon^2)^{1/2}] = 20 \log |H_n(j\Omega_1)| \\ G_2 &= 20 \log (1/\lambda^2) = 20 \log |H_n(j\Omega_2)| \end{aligned} \quad (2.47)$$

$$\Omega_1 = 1/(\Omega_c)^{1/G}, \quad \Omega_2 = (\Omega_c)^{1/G} \quad (2.48)$$

2.7 SOUND CARD PC

Soundcard atau yang lebih dikenal sebagai *A/D Converter* merupakan sebuah *hardware* yang berfungsi untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital yang direpresentasikan dalam nilai-nilai tertentu. Proses yang terjadi di dalam sound card terdiri dari 3 bagian, yaitu:

2.7.1 Sampling

Untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital diperlukan proses sampling. Proses sampling ini menentukan kualitas dari sinyal analog yang diubah. Semakin besar sampling yang digunakan maka akan semakin besar pula keakuratan dari sinyal analog yang telah diubah. Adapun secara matematis, sampling digambarkan sebagai berikut:

(2.49)

$$X[n] = X(t) \Big|_{t=nT_s}$$

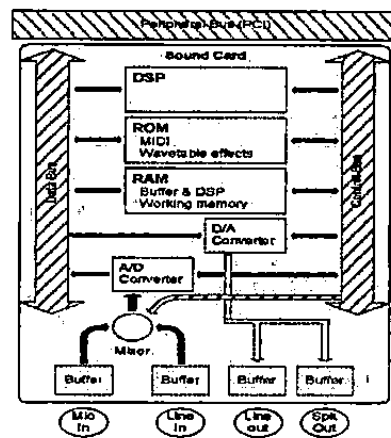
agar pada saat sampling tidak terjadi *aliasing*, maka syarat sampling harus memenuhi syarat *Nyquist Rate* yaitu $F_{\text{sampling}} \geq 2 F_{\text{max}}$.

2.7.2 Kuantisasi

Kuantisasi atau *quantizing* merupakan proses melevelkan tegangan. Hal ini perlu dilakukan karena tidak mungkin melevelkan semua tegangan amplitudo sampel. Oleh sebab itu cara yang dapat dilakukan adalah dengan membatasi amplitudo tegangan sampel ke dalam suatu nilai

2.7.3 Encoding

Encoding merupakan proses yang dilakukan untuk merepresentasikan sinyal analog menjadi kode biner (sinyal digital). Misalnya untuk biner 4 bit maka ada 2^4 atau 16 level kuantisasi (dari 0 sampai 15). Untuk level kuantisasi 9 kode bitnya adalah 1001 biner.



Gambar 2.23 Skematik Sound Card

2.8 BAHASA PEMROGRAMAN MATLAB

Matlab (Matrix aboratory) merupakan perangkat lunak pemrograman dari Math Work Inc. (www.mathworks.com) untuk analisis matrik, desain kontrol, visualisasi untuk berbagai bidang teknik maupun nonteknik. MATLAB merupakan bahasa tingkat tinggi untuk perhitungan teknik yang memadukan komputasi, visualisasi dan pemrograman dalam suatu lingkungan yang mudah digunakan. Selain itu beberapa kemudahan diberikan oeh Matlab, misalnya tersedianya banyak *toolboxes* untuk berbagai bidang, *simulink*, tutorial dan help yang terintegrasi dalam Matlab, banyaknya komunitas pengguna Matlab yang saling berbagi

resources di internet, sehingga menjadikan Matlab sebagai bahasa pemrograman untuk memecahkan permasalahan secara cepat.

Cara termudah untuk menggambarkan MATLAB adalah dengan menganggapnya sebagai sebuah kalkulator, seperti umumnya kalkulator.

Kegunaan MATLAB secara umum adalah untuk :

- Matematika dan komputasi
- Pengembangan Algoritma
- Pemodelan, simulasi dan prototype
- Grafik teknik dan ilmiah
- Pengembangan aplikasi termasuk pembangunan graphical user interface (GUI)

Pada Bab tentang Matlab ini, hanya akan dibahas tentang dasar penggunaan Matlab untuk kepentingan pengolahan sinyal saja, menggunakan M-Files. Tidak sampai membahas tentang Simulink dan pembangunan GUI menggunakan GUIDE. Untuk pembaca yang tertarik mempelajari tentang Simulink atau GUIDE dipersilahkan untuk membaca buku teks yang lain.

2.8.1 Matlab Dekstop

Ketika kita bekerja dengan matlab, secara umum kita menggunakan tiga windows.

• Command Window

Command window merupakan window utama dari Matlab. Command window mempunyai banyak kemampuan antara lain untuk mengatur

ruang kerja Matlab, menyimpan dan memanggil data dan untuk format penampilan angka. Perintah biasanya diketik pada command window yang biasanya dimulai dengan tanda ">>".

Pada command window ada beberapa komponen yang tersedia, antara lain :

Current Directory

– menampilkan isi dari direktori kerja saat menggunakan matlab.

Command History

– berfungsi untuk menyimpan perintahperintah apa saja yang sebelumnya dilakukan oleh pengguna terhadap matlab.

Command Window

– tempat untuk menjalankan fungsi, mendeklarasikan variable, menjalankan proses-proses , serta melihat isi variable.

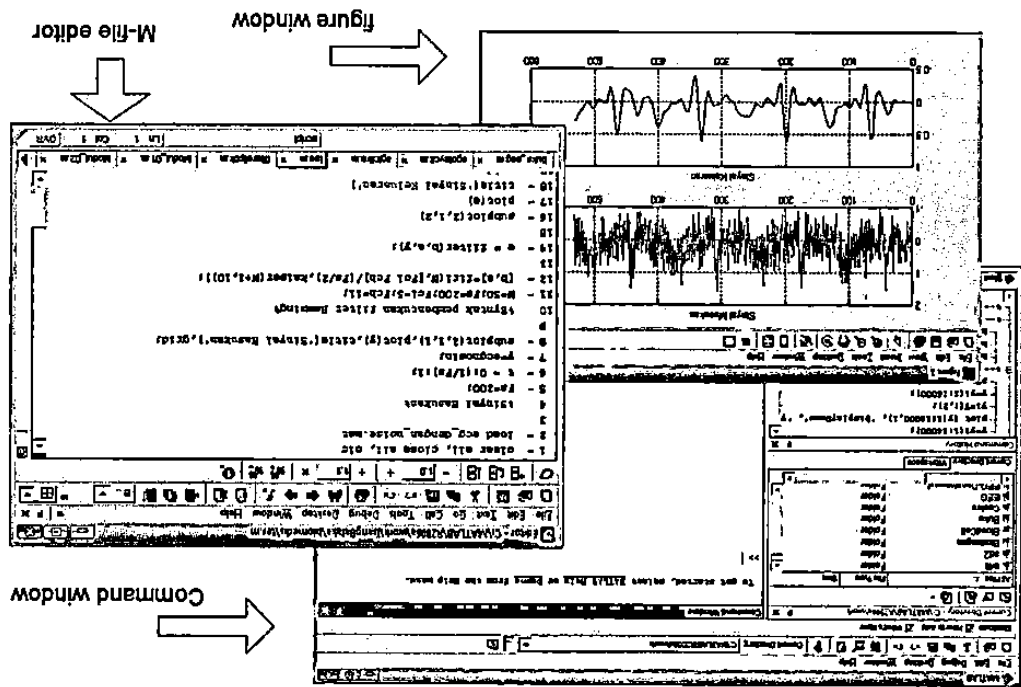
Workspace

– berfungsi untuk menampilkan seluruh variabel-variabel yang sedang aktif pada saat pemakaian matlab.

• Figure Window

Figure windows dibuka ketika sebuah grafik command diketik di command window. Figure windows merupakan tempat untuk menampilkan grafik.

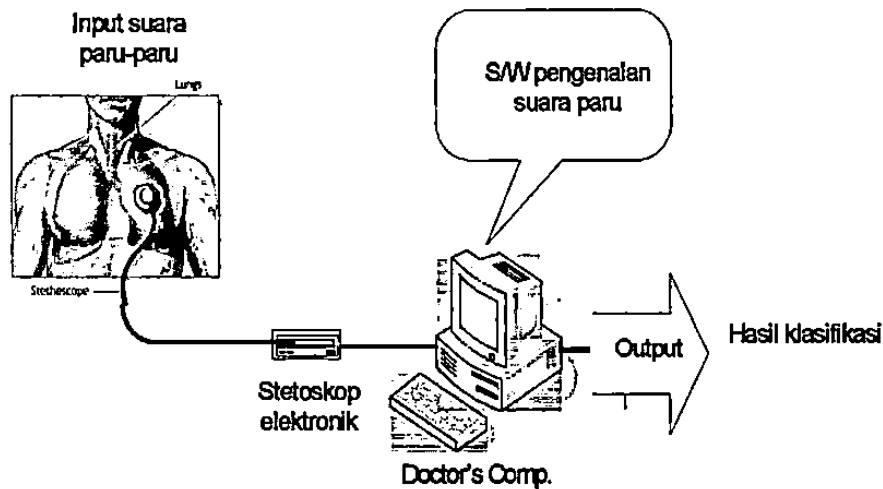
• Edit Window



BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Perancangan sistem yang dikembangkan pada penelitian ini dapat ditunjukkan oleh gambar 3.1.

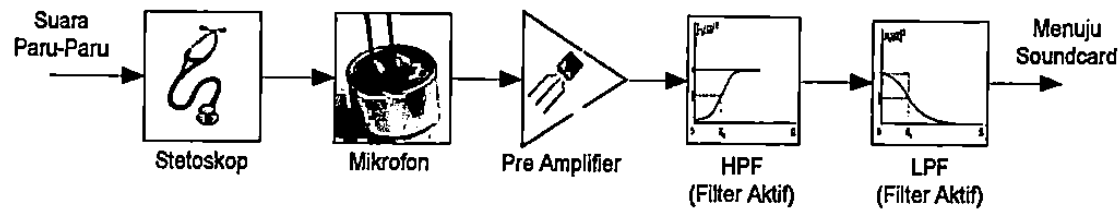


Gambar 3.1 Perancangan Sistem

Pada penelitian ini, hal yang dilakukan adalah membuat perangkat stetoskop elektronik dan perangkat lunak untuk merekam, menyimpan dan menampilkan rekaman suara jantung atau suara paru.

3.1 PERANGKAT KERAS

Untuk lebih jelasnya di bawah ini merupakan blok diagram dari



Gambar 3.2 Blok Diagram Perancangan Perangkat Keras

3.1.1 Stetoskop

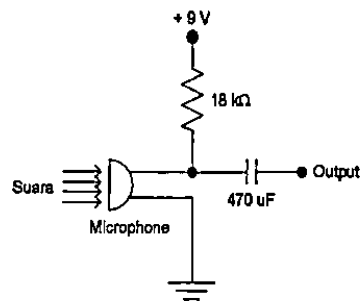
Stetoskop yang digunakan dalam perancangan ini menggunakan jenis stetoskop akustik.

3.1.2 Rangkaian Pencatu Mikrofon

Mikrofon yang digunakan dalam perancangan ini menggunakan jenis mikrofon *condensor*. Spesifikasi dari mikrofon *condensor* sebagai berikut:

- Mikrofon : *noise cancelling condensor microphone*
- Respon frekuensi : 30 Hz – 15 kHz
- Impedansi : < 10 k Ω
- Tegangan operasi maksimum: 10V
- Sensitivitas (1V/ μ bar, 1KHz) : -58 dB \pm 3 dB

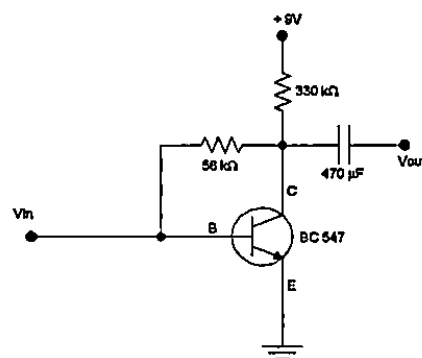
Mikrofon *condensor* membutuhkan catuan dalam mengaktifkan fungsi dari mikrofon tersebut. Berikut ini rangkaian yang digunakan untuk mengaktifkan mikrofon:



Gambar 3.3 Rangkaian Pencatu Mikrofon

3.1.3 Rangkaian Pre Amplifier

Rangkaian pre-amplifier digunakan untuk menguatkan tegangan yang berasal dari mikrofon. Rangkaian ini menggunakan transistor sebagai penguatnya. Tipe rangkaian ini menggunakan tipe *feedback collector* dengan menggunakan transistor BC547 dan rangkaian ini juga dilengkapi dengan kapasitor yang berfungsi sebagai kopling DC.



Gambar 3.4 Rangkain Pre Amplifier

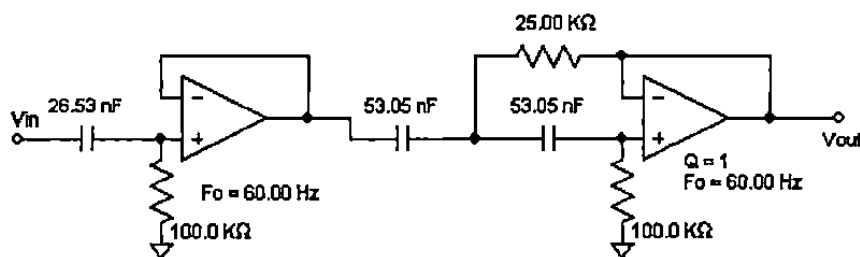
Rangkaian ini dirancang memiliki penguatan sebesar -172,6 kali.

3.1.4 Rangkaian Filter

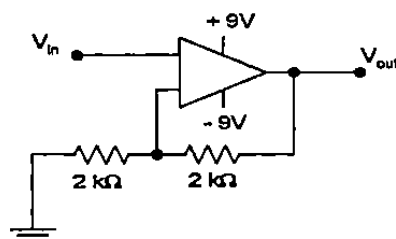
Rangkaian filter yang digunakan dalam perancangan ini menggunakan gabungan dari 2 filter, yaitu filter HPE dan filter LPE

Respon frekuensi dari gabungan dari kedua filter tersebut membentuk filter BPF. Kedua filter diatas menggunakan IC LM324 dan penguat op-amp untuk masing-masing dari keluaran filter.

Filter HPF yang dirancang memiliki frekuensi *cut off* sebesar 60 Hz. Pada filter ini juga ditambahkan penguatan. penguat yang digunakan merupakan penguat non inverting dengan memiliki penguatan sebesar 2 kali. Penguat ini dirancang dengan maksud untuk menaikkan level tegangan hasil keluaran dari filter HPF. Di dalam perancangan, nilai kapasitor yang digunakan disesuaikan dengan nilai yang ada di pasaran yaitu: 26,53 nF menjadi 24 nF, 53,05 nF menjadi 53 nF. Tipe filter yang digunakan adalah *butterworth* dengan orde 3. Skematik perancangan rangkaian ini menggunakan software bantu yaitu Filter Free 3.1.



Gambar 3.5 Rangkaian Filter HPF



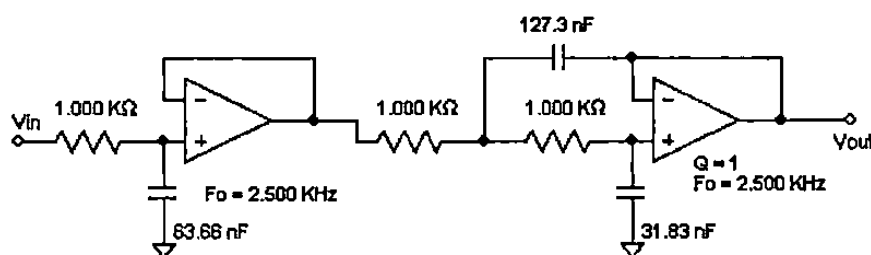
Gambar 3.6 Rangkaian Penguat Non-Inverting

Perhitungan:

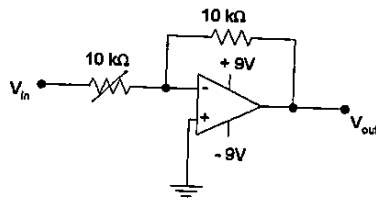
Hasil penguatan yang didapat adalah:

$$V_{out} = V_{in} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) = 2 V_{in}$$

Sedangkan untuk filter LPF yang dirancang memiliki frekuensi cut off sebesar 2500 Hz. Pada filter ini juga ditambahkan penguatan. penguat yang digunakan merupakan penguat inverting dengan memiliki penguatan minimal sebesar 1 kali. Penguat ini menggunakan *resistor variable* sehingga keluarannya bisa diubah-ubah nilainya. Filter ini sengaja dibuat inverting dengan maksud membalikan fasa yang berubah dari hasil rangkaian *pre-amplifier* sebelumnya. Di dalam perancangan, terdapat perubahan nilai kapasitor yaitu: 63.66 nF menjadi 63.2 nF, 127.3 nF menjadi 125.88 nF dan 31.83 nF menjadi 35.29 nF dengan maksud untuk menyesuaikan nilai yang ada di pasaran. Tipe filter yang digunakan adalah butterworth dengan orde 3. Perancangan filter ini juga menggunakan software bantu yaitu Filter Free 3.1.



Gambar 3.7 Rangkaian Filter I DE



Gambar 3.8 Rangkain Penguat *Inverting*

Perhitungan:

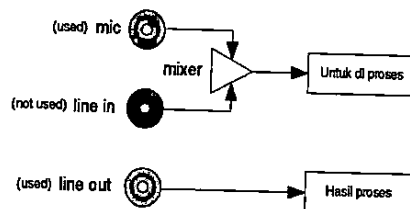
Hasil penguatan yang didapat adalah:

$$V_{out} = \left(-\frac{10k\Omega}{10k\Omega} \right) V_{in} = -1V_{in}$$

3.1.5 Pengubah Sinyal Analog ke Digital (*Soundcard*)

Di dalam perancangan, *soundcard* yang digunakan yaitu *SoundMax Digital Audio*. *Soundcard* ini merupakan *internal soundcard* yang memiliki 3 *port*, yaitu *mic*, *line in* dan *line out*. Untuk proses perancangan perangkat lunak, *port* yang digunakan hanyalah 2, yaitu:

1. *Mic* : digunakan untuk menerima masukan dari stetoskop elektronik
2. *Line Out* : digunakan untuk mengeluarkan suara yang diterima dari *soundcard*



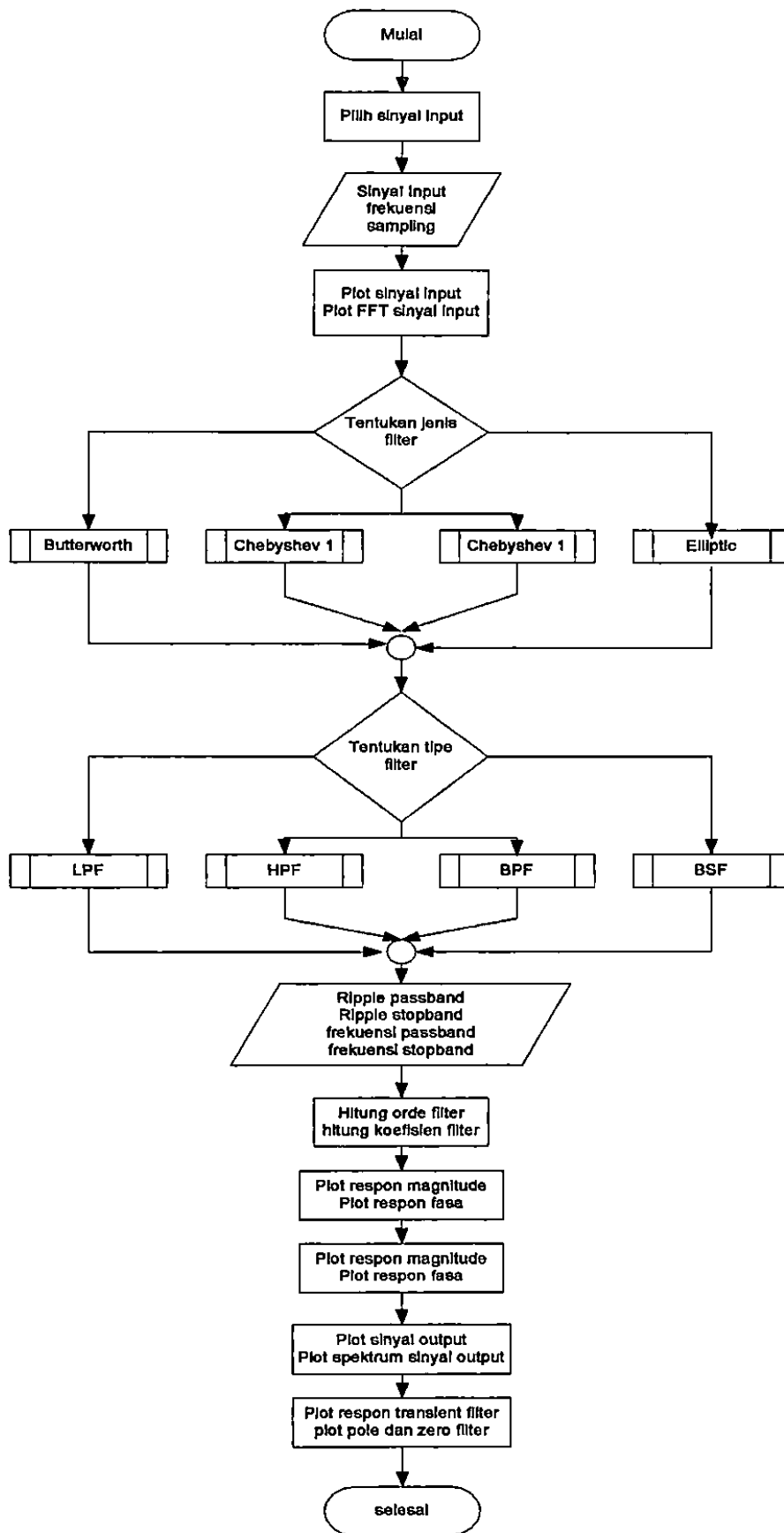
Gambar 3.9 *Port Soundcard*

3.2 SUB PROGRAM PERANCANGAN FILTER IIR

Pada sub program ini ditampilkan kumpulan tombol untuk memilih sinyal input. Masing-masing tombol akan memanggil sub program sinyal input. Selanjutnya sinyal inputan dalam bentuk *.mat di-load dan ditampilkan properti sinyal (nama file, frekuensi sampling, dan jumlah sample) serta plot sinyal dalam domain waktu dan frekuensi.

Pengguna dapat memilih jenis prototipe filter analog dari filter yang akan dirancang, tipe filter dan parameter filter yang dirancang. Parameter tersebut antara lain *ripple passband*, *ripple stopband*, frekuensi *passband*, frekuensi *stopband*.

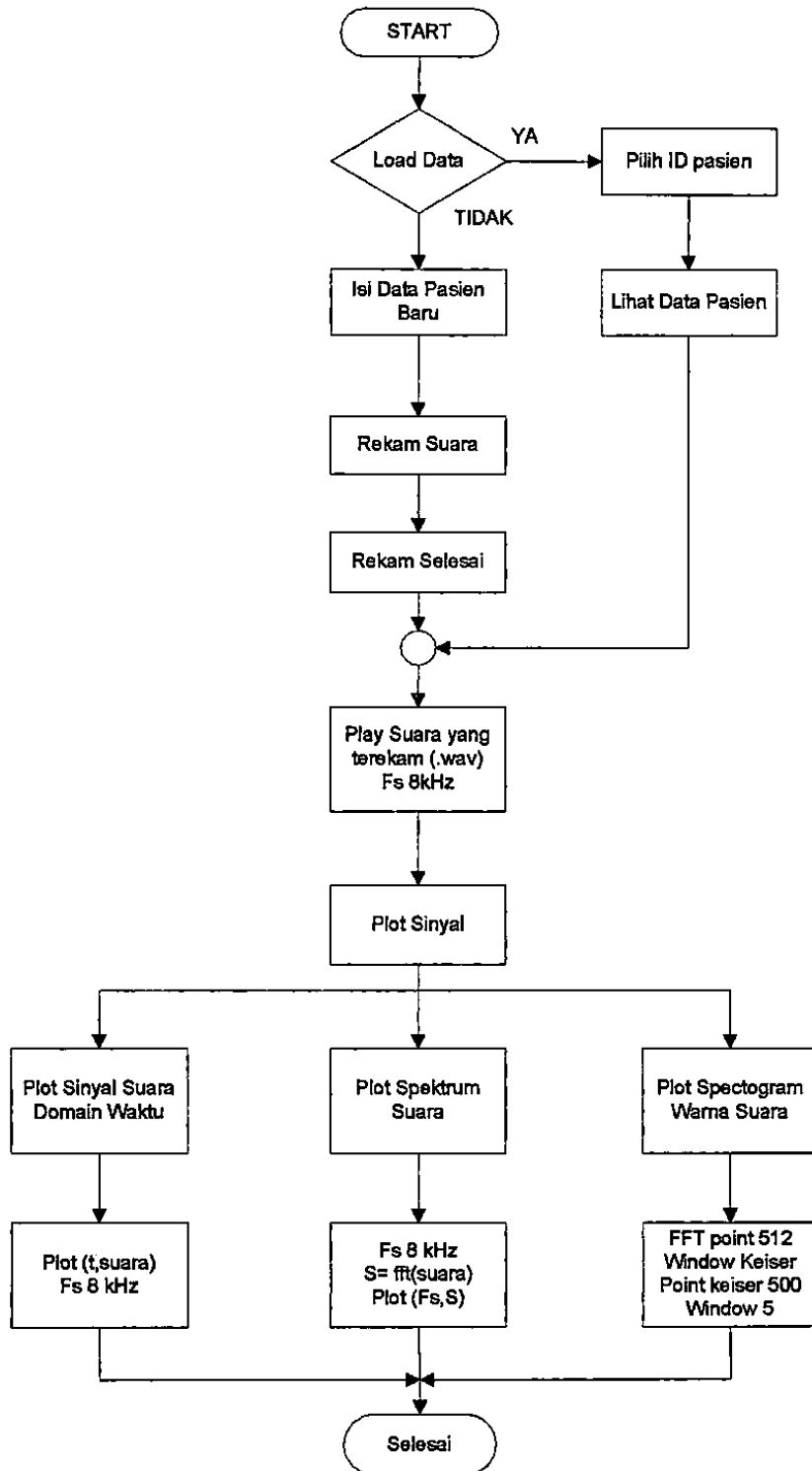
Selanjutnya ditampilkan orde, respon transient, respon magnitudo, respon fasa dan plot pole zero dari filter yang dirancang. Selanjutnya sinyal output juga dapat ditampilkan dalam domain waktu dan frekuensi. *Flowchart* program perancangan filter IIR dapat dilihat pada gambar 3.10



Gambar 3.10. Flowchart sub program perancangan filter IIR

3.3 SUB PROGRAM PERANCANGAN PERANGKAT LUNAK

Perangkat lunak dibangun menggunakan program MATLAB 2009, diagram blok proses dari program dapat digambarkan sebagai berikut :



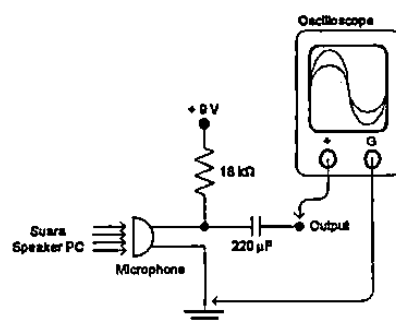
Gambar 3.11 Flowcart perancangan sub program perangkat lunak

3.4 PENGUJIAN PERFORMANSI PERANCANGAN STETOSKOP ELEKTRONIK

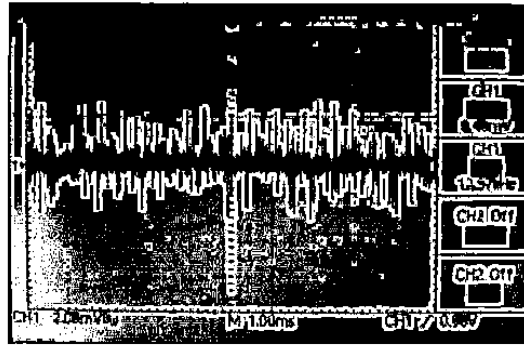
Pengujian yang dilakukan pada perancangan ini menggunakan stetoskop dan *function generator* sebagai inputnya. Di dalam pengujian juga dijelaskan mengenai hasil output sinyal dari tiap-tiap blok bagian pada stetoskop elektronik. Alat bantu yang digunakan dalam menunjang pengujian tersebut adalah osiloskop dan *function generator*.

3.4.1 Pengujian Keluaran Rangkaian Penguat Mikrofon

Pengujian ini dilakukan dengan cara seperti apa yang digambarkan pada Gambar 3.12. Dari hasil pengukuran didapat bahwa amplitudo sinyal sangat kecil. Diperkirakan sinyal yang dihasilkan berkisar kurang lebih 1 mV. Bila dihitung dengan menggunakan sensitivitas mikrofon maka tegangan sinyal yang dihasilkan adalah 1,2 mV. Di dalam gambar 3.13 terlihat *noise* yang cukup besar di dalam sinyal output dan tampilan yang dihasilkan belum tentu merupakan suara yang dideteksi karena sinyal sangat kecil.



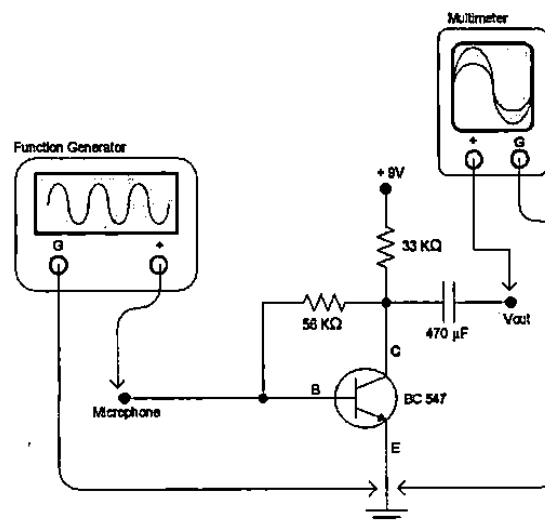
Gambar 3.12 Pengukuran Rangkaian Penguat Mikrofon



Gambar 3.13 Hasil Osiloskop Rangkaian Pencatu Mikrofon

3.4.2 Pengujian Rangkaian Pre-Amp

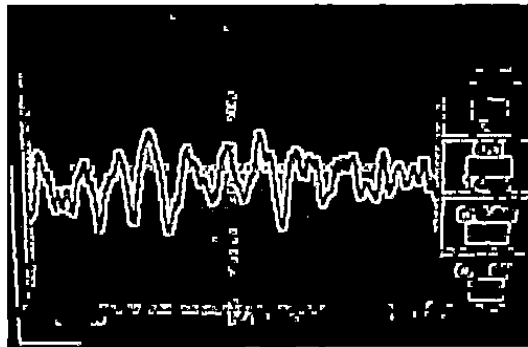
Rangkaian ini dites keluarannya dengan menggunakan multimeter. Sedangkan untuk inputnya digunakan *function generator* sebesar $0,005 V_{rms}$. Keluaran yang dihasilkan sebesar $0,141 V_{rms}$. Sehingga penguatan yang dihasilkan adalah 28,2 kali. Sedangkan ketika rangkaian dites dengan menggunakan stetoskop sebagai inputnya, maka sinyal yang dihasilkan berkisar antara $12 mV_{rms}$ sampai dengan $30 mV_{rms}$. Ini menandakan bahwa keluaran yang dihasilkan oleh mikrofon kurang lebih $1 mV$.



Gambar 3.14 Pengukuran Rangkaian Pre-Amplifier

Ketika dibandingkan dengan rumus, maka perbedaan nilai penguatan ini menandakan bahwa penguatan ini hanya cocok digunakan untuk penguatan pada frekuensi tinggi. Sedangkan perancangan rangkaian yang digunakan dalam mendeteksi suara paru-paru ini berada pada frekuensi 2,5 KHz. Hal ini jelas berbeda. Sehingga tampak perbedaan penguatan yang dihasilkan yaitu antara 172 kali dengan 28,2 kali. Tetapi kelebihan dari penguatan menggunakan transistor adalah dengan rangkaian yang lebih sederhana dapat dihasilkan penguatan yang lebih besar daripada penguatan dengan menggunakan IC.

Pada gambar 3.15 di tampilkan hasil output dari rangkaian *pre amplifier* dengan menggunakan input stetoskop. Hasil tersebut diset dengan skala 50 mV/ div. Terlihat dalam gambar bahwa sinyal juga masih mengandung *noise*.

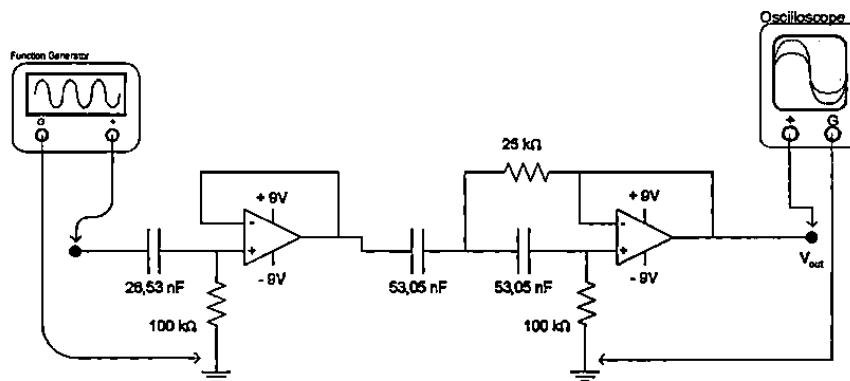


Gambar 3.15 Hasil Output *Pre Amplifier* dengan Input Sensor

3.4.3 Pengujian Filter HPF dan LPF

High Pass Filter (HPF) dirancang dengan memiliki frekuensi *cut off* 60 Hz. Filter ini digunakan untuk menghilangkan suara jantung

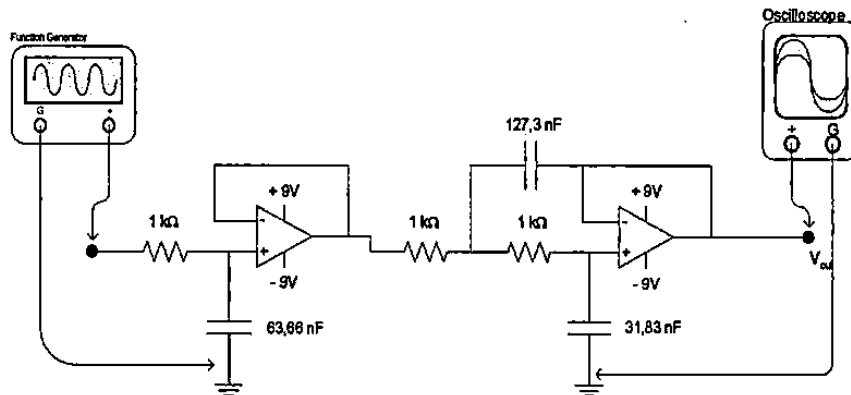
suara otot maupun suara tubuh lainnya yang biasanya menempati frekuensi rendah yaitu dibawah 60 Hz. Untuk pengujian tingkat respon frekuensinya dilakukan dengan cara menggunakan *function generator* sebagai inputnya. Pengujian ini dapat dilihat pada gambar 4.5. Dari hasil pengukuran, didapat bahwa sinyal keluaran akan berharga 0,7079 kalinya (-3 dB) dari sinyal input ketika frekuensi *cut off* nya berada pada 64.4 Hz. Pergeseran nilai ini disebabkan oleh penggantian nilai kapasitor dengan nilai yang ada di pasaran. Filter HPF ini juga dibuat sebagai filter aktif dengan penguatan 2 kali. Hal ini dilakukan untuk menghindari sinyal asli tercampur dengan *noise*.



Gambar 3.16 Pengukuran Rangkaian Filter HPF

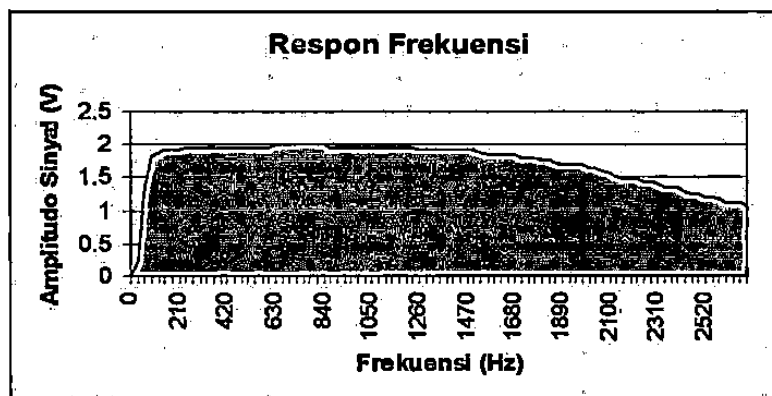
Sedangkan untuk *Low Pass Filter* (LPF) dirancang dengan memiliki frekuensi *cut off* 2,5 kHz. Filter ini digunakan untuk menghilangkan *noise* yang biasanya menempati frekuensi tinggi. Sedangkan untuk suara paru-paru normal, batas frekuensi tertingginya berkisar 2 kHz (tergantung sensitivitas mikrofon). Sehingga frekuensi *cut off* yang dibuat adalah 2,5 kHz. Setelah dilakukan pengukuran, didapat bahwa sinyal keluaran berharga 0,7079 kalinya (-3 dB) ketika

frekuensi *cut off* nya berada pada 2.301 kHz. Perbedaan frekuensi *cut off* ini juga disebabkan oleh pembulatan nilai kapasitor yang digunakan. Filter LPF ini juga dibuat sebagai filter aktif dengan penguatan minimal 1 kali.



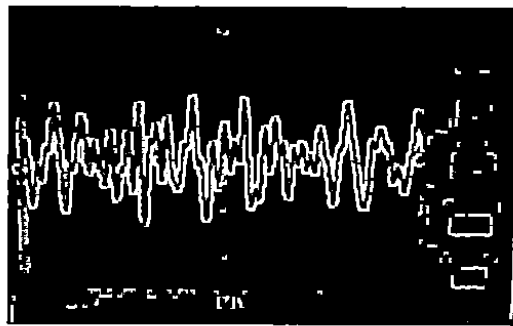
Gambar 3.17 Pengukuran Rangkaian Filter LPF

Kedua filter tersebut jika digabungkan dapat menghasilkan respon frekuensi *Band Pass Filter* (BPF). Sehingga frekuensi diluar dari frekuensi suara paru-paru akan ditahan dan hanya melewatkan frekuensi suara paru-paru saja. Hasil pengujian respon frekuensi diatas dapat dilihat pada gambar 3.19. Catatan bahwa gambar grafik dibawah ini diset sebesar 2 V pada *function generator*.



Gambar 3.18 Respon Frekuensi Grafik Gabungan Filter HPE dan LPF

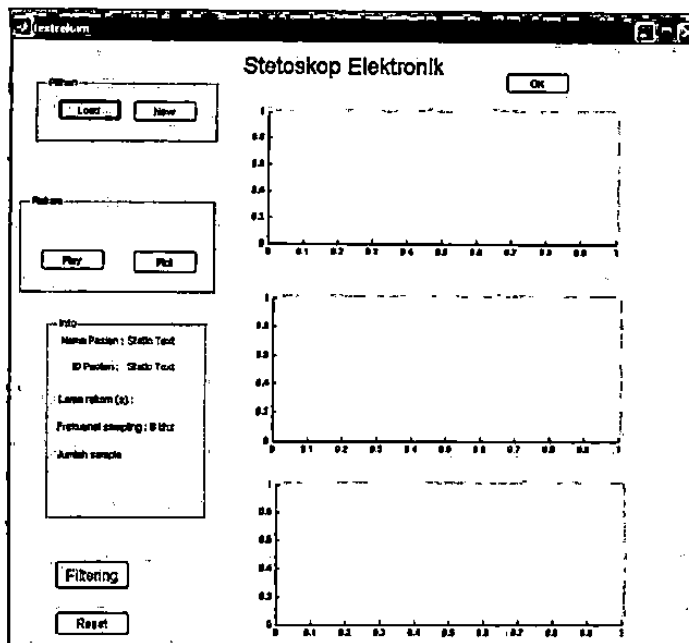
Gambar 3.19 merupakan hasil output yang dites dengan menggunakan input stetoskop. Hasil tersebut diset dengan skala 50 mV/div. Terlihat pada gambar bahwa sinyal sudah mulai halus. Jika diukur dengan multimeter, maka keluaran yang dihasilkan berkisar antara 23 mV_{rms} sampai dengan 62 mV_{rms}



Gambar 3.19 Hasil Output Filter dengan Input Sensor

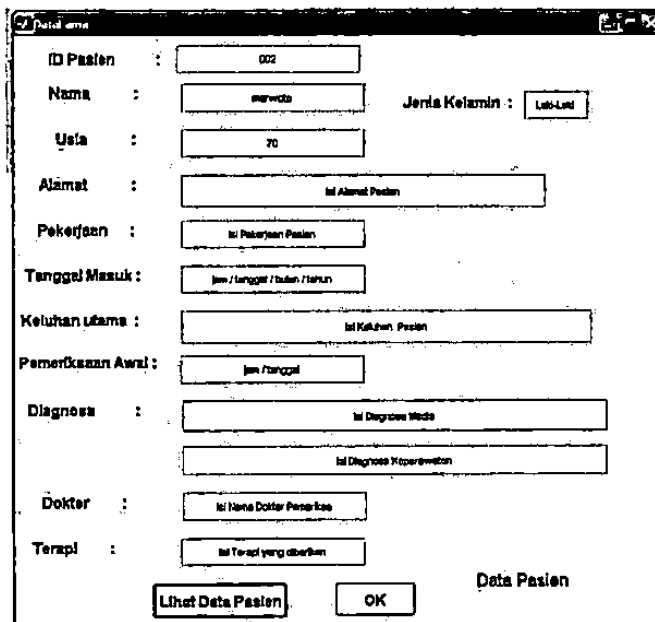
3.5 PENGUJIAN PERFORMANSI PERANGKAT LUNAK

Untuk masuk kedalam tampilan stetoskop elektronik harus melalui program matlab kemudian run program. Selanjutnya akan ditampilkan halaman stetoskop elektronik . Dimana tampilan halaman stetoskop elektronik memiliki delapan tombol aktif, seperti pada kotak pilihan terdapat tombol “load” untuk membuka data base, tombol “new” untuk mengetik data pasien secara lengkap. Pada kotak rekan terdapat tombol “start” fungsinya untuk memulai perekaman, tombol “stop” untuk meberhentikan rekaman, tombol “play” untuk mendengarkan hasil rekaman dan tombol “plot” berfungsi untuk melihat gelombang maknetik yang berubah dari gelomban suara. Kemudian terdapat tombol filtering yang digunakan untuk masuk kedalam halaman filtering IIR, kemudian terdapat tombol reset untuk mereset program ketika akan memunculkan file baru berikut gambar dari stetoskop elektronik :

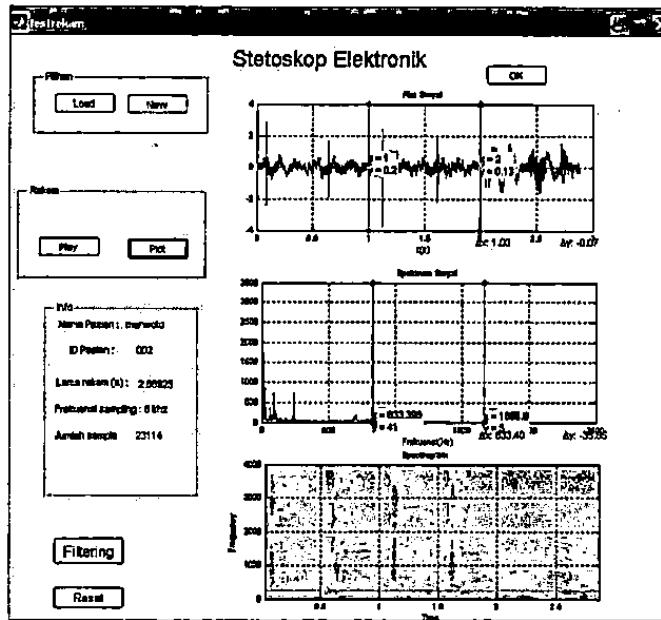


Gambar 3.20 Halaman stetoskop elektronik

Selanjutnya untuk membuka database lama digunakan tombol load, akan terlihat data pasien selanjutnya klik tombol 'ok' sebagaimana terlihat seperti gambar berikut:



Gambar 3.21 Halaman stetoskop elektronik



Gambar 3.22 Suara jantung pada halaman stetoskop elektronik

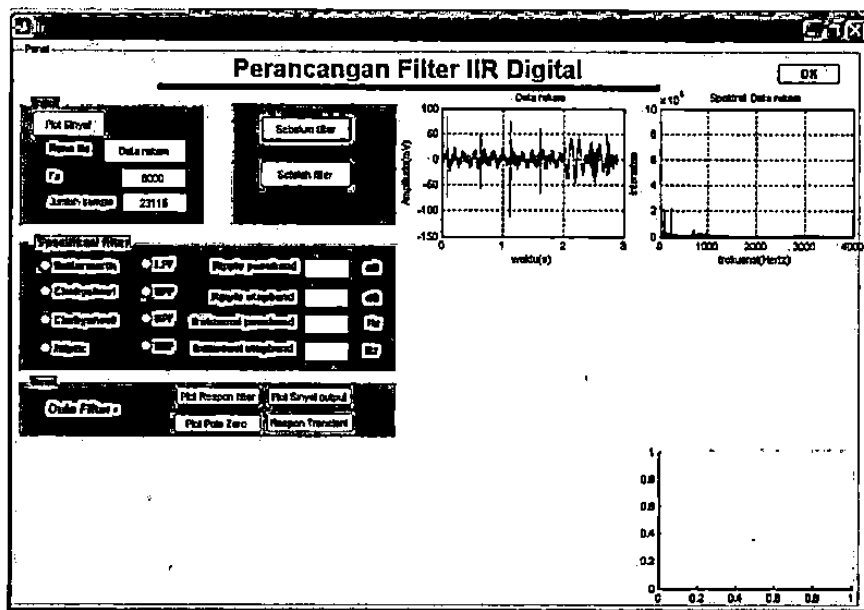
3.6 PENGUJIAN PERFORMANSI PERANCANGAN PERANGKAT LUNAK FILTER IIR

Pada sub program ini ditampilkan kumpulan tombol untuk memilih sinyal input seperti pada sub program perancangan filter IIR. Masing-masing tombol akan memanggil sub program sinyal input seperti yang telah dijelaskan sebelumnya. Selanjutnya sinyal inputan dalam bentuk *.mat di-load dan ditampilkan properti sinyal (nama file, frekuensi sampling, dan jumlah sample) serta plot sinyal dalam domain waktu dan frekuensi.

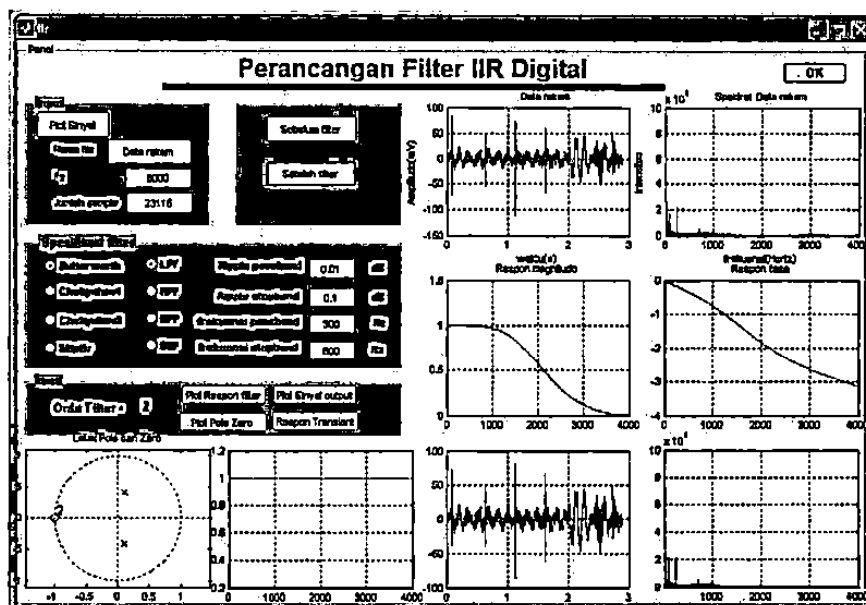
User dapat memilih jenis prototipe filter analog dari filter yang akan dirancang, tipe filter dan parameter filter yang dirancang. Parameter tersebut antara lain pemilihan sinyal input, plot sinyal dan atribut sinyal input, perancangan spesifikasi filter, plot output dan grafis penampil tiap proses. Tiap bagian ini dikelompokkan dalam satu panel sehingga mudah dioperasikan

secara berurutan. Selanjutnya ditampilkan orde, respon transient, respon magnitudo, respon fasa dan plot pole zero dari filter yang dirancang. Selanjutnya sinyal output juga dapat ditampilkan dalam domain waktu dan frekuensi.

Apabila pemerosesan akan dilanjutkan pada tahap selanjutnya setelah terjadi proses pada halaman stetoskop elektronik maka dilanjutkan dengan menekan tombol “filtering”, sehingga akan masuk ke program filtering IIR sebagai pengolah sinyal. Dalam halaman ini juga masih memiliki beberapa tombol, baik otomatis maupun manual seperti dalam kotak pilih input terdapat tombol “plot sinyal” bila ditekan akan mengeluarkan informasi nama, frekuensi dan jumlah sampel suara yang sudah terekam sebelumnya, ditambah dengan tombol “suara belum difilter” dan tombol “suara setelah difilter”. Dalam kolom spesifikasi window terdapat beberapa pilihan tombol untuk menyesuaikan standar suara jantung dan paru dengan frekuensi tertentu (penulisannya dengan pengetikan manual). Tombol “plot respon filter” berfungsi untuk menampilkan grafik suara minimal yang dipotong dan maksimal yang telah dipotong sesuai dengan standar suara jantung paru, tombol plot sinyal output berfungsi untuk data suara yang sudah difilter dengan ukuran tertentu, tombol “plot polo zero” berfungsi untuk menjelaskan seberapa banyak potongan sebelum dan sesudah pemerosesan filtering dan tombol “respon transient” bertujuan untuk menjelaskan ukuran bagus atau tidaknya sebuah grafik. Gambaran dalam proses filtering ini dapat dilihat pada gambar dibawah ini :



Gambar. 3.23 Halaman IIR sebelum proses *filtering*

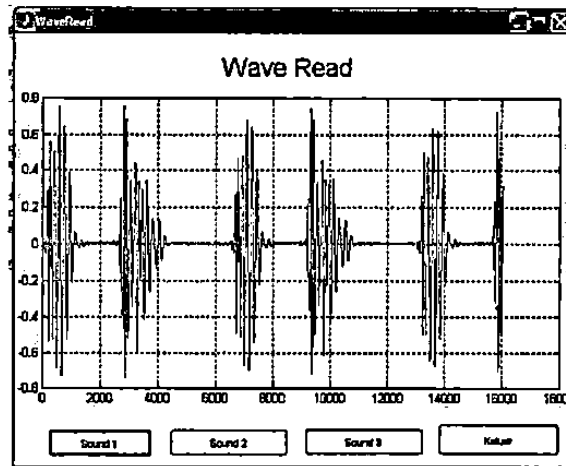


Gambar. 3.24 Halaman IIR setelah proses *filtering*

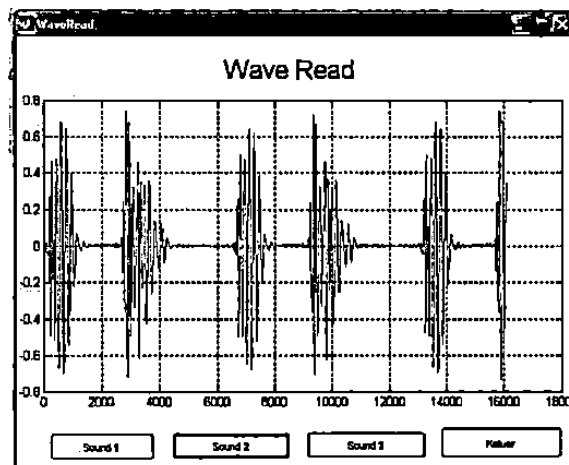
3.7 DATABASE SUARA JANTUNG NORMAL YANG DITAMPILKAN DENGAN METODE *WAVEREAD* MATLAB

Berikut merupakan 3 (tiga) suara jantung normal yang diambil

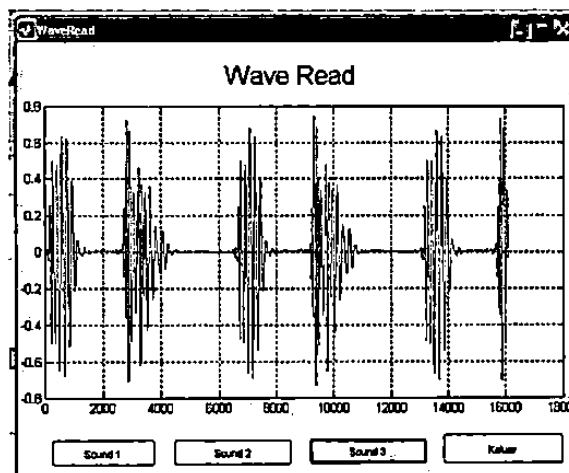
dari koleksi suara pendidikan dokter :



Gambar. 3.25 Halaman *waveread* jantung normal suara satu



Gambar. 3.26 Halaman *waveread* jantung normal suara dua

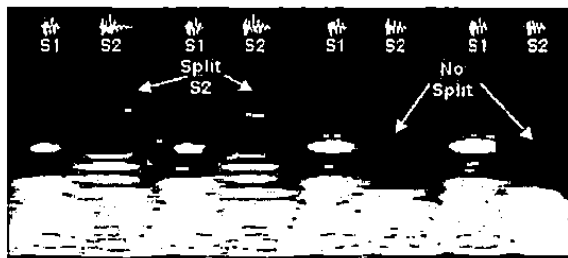
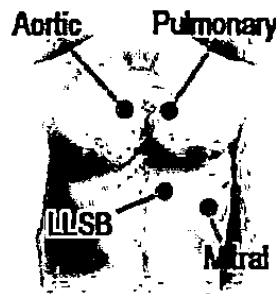


Gambar. 3.27 Halaman *waveread* jantung normal suara tiga

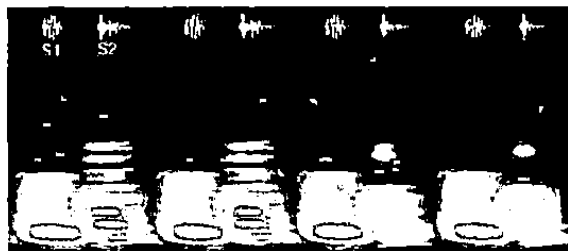
3.8 DATABASE SUARA JANTUNG NORMAL YANG DITAMPILKAN SAMA MENGGUNAKAN DOMAIN FREKUENSI DAN WAKTU

(<http://sprojects.mmi.mcgill.ca/mvs/mvsteth.htm>)

Berikut merupakan hasil cuplik berdasarkan domain waktu yang dilakukan oleh MM *student project*:



Gambar. 3.28 Sound (S2) di Posisi aorta



Gambar. 3.29 Sound (S1) di Posisi LLSB



Gambar. 3.30 Sound (S1) di Posisi Mitral

3.9 VALIDASI DOKTER

Telah dibuat suatu alat kesehatan berupa modifikasi stetoskop elektronik yang sebelumnya tidak bisa langsung diperdengarkan saat perekaman menjadi dapat diperdengarkan secara langsung, lebih disempurnakan dan mampu mengolah sinyal suara menjadi getaran grafik dan menyaring suara *noise* menjadi minimal sehingga dapat dipergunakan sebagai alat auskultasi jantung paru. Lama waktu dalam penelitian ini adalah selama tiga bulan, yakni akhir Januari 2010 hingga akhir April 2009. Hal ini juga mengacu pada penelitian yang telah dilakukan oleh Junaidi dan Legowo pada tahun 2009. Yaitu pembuatan alat modifikasi stetoskop akustik dengan perangkat lunak sebagai alat pengolah sinyal dan alat auskultasi jantung paru. Penelitian ini mengambil 10 responden orang sehat yang berada di lingkungan Universitas Muhammadiyah Yogyakarta, dengan menggunakan teknik acak dan 5 orang pasien jantung paru dari RS PKU Muhammadiyah Yogyakarta juga dengan menggunakan teknik acak.

Hasil dari uji statistik dengan menggunakan uji Anova berulang ataupun menggunakan uji Friedman Validitas dan reliabilitas alat dapat diperhitungkan sebagai alat auskultasi jantung paru. *Sumber : (Cendy*

Legowo, SKed, Junaidi, SKed, No. SKed)